

VŠB – Technická univerzita Ostrava
Fakulta Strojní
Katedra mechaniky

Napětově – deformační analýza kardiostimulátoru

Stress-strain Analysis of Cardiac Stimulator

Student: Michal Kováčik

Vedoucí bakalářské práce: Ing. Milada Hlaváčková, Ph.D.

Ostrava 2011

Zadání bakalářské práce

Student:

Michal Kováčík

Studijní program:

B2341 Strojírenství

Studijní obor:

3901R003 Aplikovaná mechanika

Téma:

Napětově - deformační analýza kardiostimulátoru
Stress-strain Analysis of Cardiac Stimulator

Zásady pro vypracování:

1. Rozbor a analýza s ohledem na problémy při běžném užití kardiostimulátoru.
2. Vytvoření MKP modelu kardiostimulátoru včetně stanovení okrajových podmínek (typy zatížení, uložení kardiostimulátoru v lidském těle)
3. Vyhodnocení výsledků
4. Veškeré návrhy a kroky řešení musí být konzultovány s vybraným medicínským pracovištěm a výrobcem kardiostimulátoru

Seznam doporučené odborné literatury:

PENHAKER, Marek, [et al.]. Lékařské diagnostické přístroje. Vyd. 1.. – Ostrava : VŠB – Technická univerzita Ostrava, 2004


Anonymous. (2010). Implantable Cardioverter Defibrillator (ICD) [Online].
<http://www.bostonscientific.com/Device.bsci?page=HCP_Overview&navRelId=1000.1003&method=DevDetailHCP&id=10106021&pageDisclaimer=Disclaimer.ProductPage>

Formální náležitosti a rozsah bakalářské práce stanoví pokyny pro vypracování zveřejněné na webových stránkách fakulty.

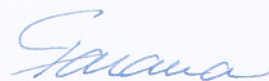
Vedoucí bakalářské práce: **Ing. Milada Hlaváčková, Ph.D.**

Datum zadání: 30.11.2010

Datum odevzdání: 23.5.2011



doc. Ing. Jiří Podešva, Ph.D.
vedoucí katedry

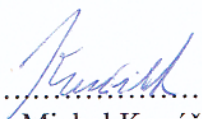


prof. Ing. Radim Farana, CSc.
děkan fakulty

Místopřísežné prohlášení

Prohlašuji, že jsem celou bakalářskou práci vypracoval samostatně pod vedením vedoucího bakalářské práce a uvedl jsem všechny použité podklady a literaturu.

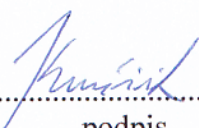
V Ostravě 23.5.2011


.....
Michal Kováčik

Prohlašuji, že

- jsem byl seznámen s tím, že na moji bakalářskou práci se plně vztahuje zákon č. 121/2000 Sb., autorský zákon, zejména § 35 – užití díla v rámci občanských a náboženských obřadů, v rámci školních představení a užití díla školního a § 60 – školní dílo.
- beru na vědomí, že Vysoká škola báňská – Technická univerzita Ostrava (dále jen „VŠB-TUO“) má právo nevýdělečně ke své vnitřní potřebě bakalářskou práci užít (§ 35 odst. 3).
- souhlasím s tím, že bakalářská práce bude v elektronické podobě uložena v Ústřední knihovně VŠB-TUO k nahlédnutí a jeden výtisk bude uložen u vedoucího bakalářské práce. Souhlasím s tím, že údaje o kvalifikační práci budou zveřejněny v informačním systému VŠB-TUO.
- bylo sjednáno, že s VŠB-TUO, v případě zájmu z její strany, uzavřu licenční smlouvu s oprávněním užít dílo v rozsahu § 12 odst. 4 autorského zákona.
- bylo sjednáno, že užít své dílo – bakalářskou práci nebo poskytnout licenci k jejímu využití mohu jen se souhlasem VŠB-TUO, která je oprávněna v takovém případě ode mne požadovat přiměřený příspěvek na úhradu nákladů, které byly VŠB-TUO na vytvoření díla vynaloženy (až do jejich skutečné výše).
- beru na vědomí, že odevzdáním své práce souhlasím se zveřejněním své práce podle zákona č. 111/1998 Sb., o vysokých školách a o změně a doplnění dalších zákonů (zákon o vysokých školách), ve znění pozdějších předpisů, bez ohledu na výsledek její obhajoby.

V Ostravě : 23.5.2011


.....
podpis

Jméno a příjmení autora práce:

Michal Kováčik

Adresa trvalého pobytu autora práce:

Sklenářská 615/17
Bílovec 74301

Poděkování.

Tímto bych rád vyjádřil své díky za pomoc a poskytnuté konzultace vedoucí své práce Ing. Miladě Hlaváčkové, Ph.D. Dále pak panu Ing. Petru Mohylovi, Ph.D. z katedry 345 za pomoc při určování materiálů, pracovníkům CPIT, konkrétně pak Lukáši Horszákovi za pomoc při experimentech. Neméně pak Ing. Davidu Korpasovi, Ph.D. za poskytnutí vzorků a prostředků pro měření a samozřejmě pak Ing. Marku Penhakerovi, Ph.D., jenž je koordinátorem celého většího projektu, za odbornou pomoc při studii problému a provádění nezbytných experimentů pro vznik této práce.

Anotace bakalářské práce

KOVÁČIK, M. *Napětově – deformační analýza kardiostimulátoru* : Bakalářská práce VŠB – Technická univerzita Ostrava, Fakulta strojní, Katedra mechaniky, 2011. Vedoucí práce: Hlaváčková, M.

Tato práce se snaží o vytvoření takového matematického modelu, který by odpovídal mechanickým vlastnostem skutečného kardiostimulátoru. V teoretické části této práce je popsána fyziologická činnost srdce, její poruchy a indikace použití kardiostimulátoru. V praktické části pak všechny nezbytné podniknuté kroky pro vytvoření konečného modelu jako cíl této práce. Tvorba modelu se opírá o mnoho nezbytných experimentů a výsledný výpočtový model je navržen ve výpočtovém softwaru MSC Patran. Výsledky jsou porovnávány s hodnotami získanými v experimentu.

Klíčová slova

Poruchy srdečního rytmu, Kardiostimulátor, Experimenty, Návrh modelu, Metoda konečných prvků

Annotation of bachelor thesis

KOVÁČIK, M. *Stress – strain analysis of Cardiac Stimulator* : Bachelor Thesis. Ostrava : VŠB –Technical University of Ostrava, Faculty of Mechanical Engineering, Department of mechanics, 2011. Thesis head: Hlaváčková, M.

This work tends to create a mathematical model of same mechanical properties as an artificial pacemaker. The theoretical part of this work describes the regular heart activity, its malfunctions and the initiation of the resynchronization therapy. The practical part describes made steps for creation of this very model as this work's aim. The design is supported by many made experiments and tests. The final version of the model is analyzed in FEA software MSC Patran. The results are compared with real values obtained from testing.

Keywords

Heart cycle malfunction, Artificial pacemaker, Experiments, Model designing, Finite element analysis.

Obsah

0	Úvod	11
1	Seznámení s orgánem srdce a jeho činností	12
1.1	Srdce	12
1.2	Dutiny srdce	12
1.2.1	Pravá předsíň	13
1.2.2	Pravá komora	13
1.2.3	Levá předsíň	14
1.2.4	Levá komora	14
1.3	Srdeční automatice	15
1.3.1	Buněčná elektrofyziologie srdeční automatice a vodivost srdečních tkání	15
1.3.2	Převodní srdeční soustava	17
1.3.3	Srdeční rytmus	18
1.3.4	Elektrokardiografie	19
1.3.5	Standardní EKG a její fyziologické hodnoty	20
1.3.6	Analýza kmitů a vln	20
1.3.7	Přehled srdečních rytmů	21
1.4	Poruchy tvorby a vedení vzruchu	21
1.4.1	Bradyarytmie	22
1.4.2	Sinusová bradykardie	22
1.4.3	Bradykardie způsobená AV bloádou	22
1.4.4	Tachyarytmie	23
1.4.5	Supraventrikulární tachykardie	23
1.4.6	Fibrilace síní	23
1.4.7	Re-entry	23
1.4.8	Komorové tachyarytmie	23
1.4.9	Samostatná komorová tachykardie	24
1.4.10	Fibrilace komor	24
1.5	Léčba	25
1.5.1	Stimulovaný rytmus	25
1.5.2	Indikace	26
1.5.3	Kódy pro způsob stimulace	26
1.5.4	Implantace	27
1.5.5	EKG stimulovaného rytmu	28
2	Měření	29
2.1	Přípravná fáze	29

2.1.1	Simulace zátěže.....	31
2.1.2	Průběh měření	33
2.1.3	Získaná data.....	34
2.1.4	Vyhodnocení měření	34
2.1.5	Závěr měření	38
2.2	Měření s cílem zjištění materiálu pouzdra pomocí atomové emisní spektrometrie .	38
2.2.1	Závěr měření.	39
2.3	Experiment pro zjištění materiálových vlastností baterie kardiostimulátoru.....	39
2.3.1	Určení modulu pružnosti	42
2.3.2	Závěr měření	44
2.4	Měření geometrie baterie a vnějšího pouzdra kardiostimulátoru.....	45
2.4.1	Závěr měření.	47
3	Návrh modelu.....	48
3.1	Volba softwaru	48
3.2	Tvorba geometrie	49
3.2.1	Návrh vnějšího pouzdra.	49
3.2.2	Návrh baterie	50
3.2.3	Návrh zjednodušených žeber	51
3.2.4	Využití symetrie	52
3.3	Přiřazování vlastností konečných prvků	53
3.3.1	Nastavení vlastností pouzdra.....	55
3.3.2	Nastavení vlastností baterie.....	55
3.3.3	Nastavení vlastností plastových žeber.....	55
3.4	Okrajové podmínky.....	56
3.5	Kontakty.....	60
3.6	Diskretizace úlohy.....	61
3.7	Výpočet	64
3.8	Výsledky.....	65
4	Postupná tvorba modelu.	66
4.1	Tvorba geometrie	66
4.2	Návrh modelu použitím modelu pouzdra.....	67
4.3	Návrh s baterií.	67
4.4	Návrh s použitím baterie a plastových žeber.....	67
4.5	Stručné zhodnocení a přehled výsledků postupné tvorby.	69
4.6	Zjemnění sítě	71
4.7	Výsledky a zhodnocení finálního výpočtu.	72

4.7.1	Porovnání napětí.....	72
4.7.2	Porovnání deformací.	74
4.8	Zhodnocení výsledků	77
5	Závěr.....	78
6	Seznam použité literatury	79
7	Seznam použitých obrázků.....	80

Seznam použitých zkratek

SA – sinoatriální

AV – atrioventrikulární

EKG – elektrokardiografie, elektrokardiogram

FS – fibrilace síní

FK – fibrilace komor

RTG –

CAD – Computer aided design

MKP – Metoda konečných prvků

MPC – Multi point constraint

3D – trojrozměrný

2D – dvojrozměrný

Obr. – obrázek

Tab. – tabulka

Rov. – rovnice

FEM – finite element method

FEA – finite element analysis

Seznam použitých znaků.

l – litry

min. – minuta

mV - milivolt

ms – milisekunda

s – sekunda

J – joule

g – gram

kg – kilogram

mm – milimetr

kN – kilonewton

N – Newton

T – teplota

K – Kelvin

MPa – megapascal

GPa – gigapascal

0 Úvod

Srdce je jedním z nejdůležitějších lidských orgánů, kde jeho dysfunkce vedou k onemocněním znamenajícím velice brzy smrt. Nemoci oběhové soustavy, zejména pak srdeční onemocnění jsou v dnešní době velice častá. Podle Ústavu zdravotnických informací a statistiky ČR zemřelo v roce 2010 na tyto choroby v ČR 54% celkového počtu zemřelých.

Kardiologie je tedy ve zdravotnictví horkým tématem. Tato práce je součástí většího projektu spolupráce fakultní nemocnice, výrobcem kardiostimulátorů a technickou univerzitou. Zejména pak na univerzitě spoluprací mnoha fakult. Konkrétně tato práce vznikla spoluprací Fakulty strojní a Fakulty elektrotechniky a informatiky. Tato práce má pak na projektu podíl tvorbou matematického modelu kardiostimulátoru, který simuluje mechanické chování skutečného přístroje.

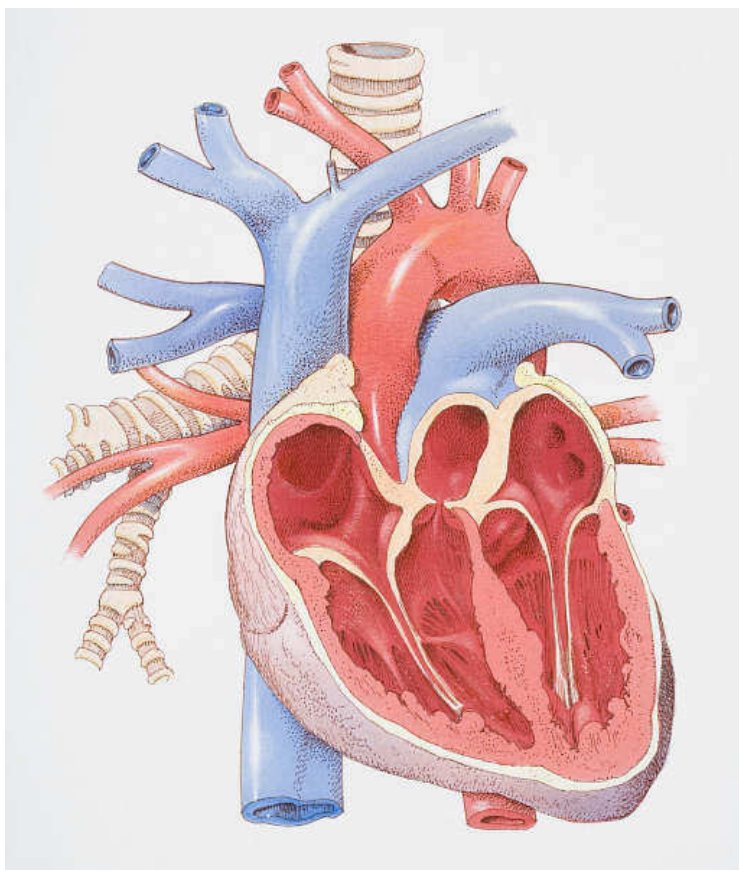
V této práci bylo pak rozhodnuto o realizaci konkrétního případu mechanického zatížení. V práci je popsán postup, kterým bylo dosaženo finálního modelu, skutečný experiment odpovídající návrhu tohoto modelu a následné zhodnocení a porovnání obou takto získaných dat. Poskytnutým kardiostimulátorem pro tvorbu této práce a měření byl přístroj firmy Guidant, typ Contak Renewal TR-2 (H 145). Výpočtovým softwarem pro realizaci pak Patran s použitím řešiče MD Nastran, oba vyvinuty firmou MSC Software.

Takto získaný a zhodnocený model je tedy přínosem pro rozsáhlý projekt zkoumání a optimalizace těchto přístrojů.

1 Seznámení s orgánem srdce a jeho činností

1.1 Srdce

Srdce je dutým svalovým orgánem živočichů s oběhovou soustavou. Srdce svými pravidelnými stahy zajišťuje oběh krve v těle, a tím i přenos kyslíku, živin, odpadních látek a mnoha dalších funkcí.[3]



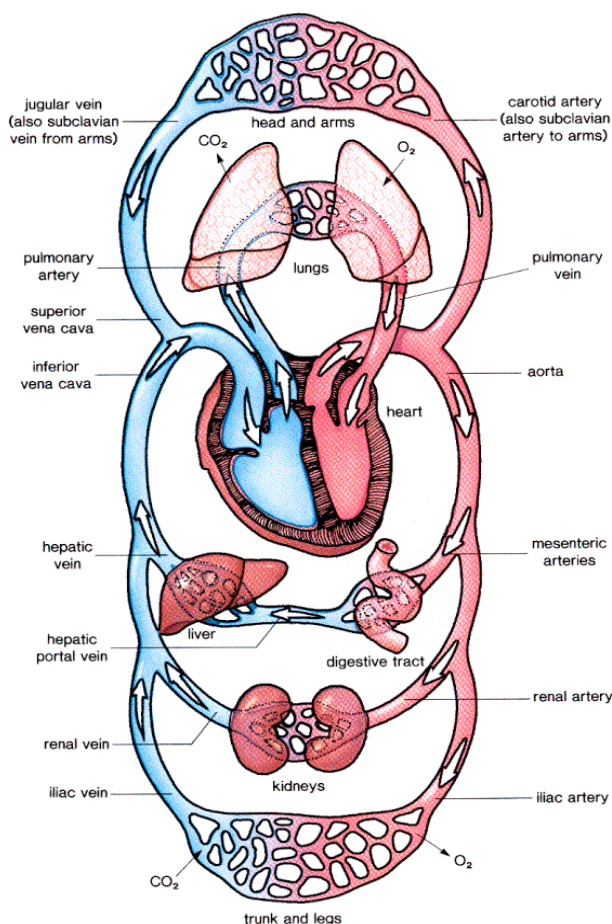
Obr. 1.1 Řez lidským srdcem, modrou barvou jsou znázorněny žíly, červenou tepny. Na obrázku je patrné rozdělení srdce na 4 dutiny které jsou popsány níže.[14]

Srdce je pak uvnitř rozděleno na 4 samostatné dutiny. Přepážky mezi dutinami jsou patrné naznačením mělkými zářezy na povrchu srdce zvenčí. [3]

1.2 Dutiny srdce

Krev procházející srdcem protéká dutinami, které jsou navíc odděleny chlopněmi, které zabraňují zpětnému toku krve. Nárazy krve na uzavřené chlopně při stahu je možno slyšet jako srdeční ozvy. Neokysličená krev je tedy do srdce přiváděna dutými žilami, ty jsou dvě: horní a dolní. [3]

Srdeční sval je tvořen svalstvem, které nelze ovlivnit vůlí, ale tzv. převodním systémem srdečním.(viz níže). Stěny síní nemají tolik svaloviny jako stěny komor, z důvodu výkonu menší práce. [3]



Obr. 1.2 Schéma lidského krevního oběhu červenou je znázorněna okysličená krev. Modrou pak odkysličená. [15]

1.2.1 Pravá předsíň

Z žilného splavu odtéká krev do pravé předsíně. Pravá předsíň tvoří polovinu srdeční základny. Její svalová stěna je relativně tenká stěnu, neboť odvádí

menší část práce než polovina levá. Pravá předsíň je oddělena od pravé komory přepážkou, ve které je otvor opatřen chlopní trojcípou. Trojcípá chlopeň zajišťuje, aby se při stahu (systole) krev z komory nevracela zpět do předsíně. Pracuje jednoduše, stejně jako mitrální chlopeň v levé komoře. Svalové napětí vytváří při systolách v komorách tlak, který stlačuje cípy chlopní k sobě a vytváří tak těsný uzávěr. [3]

1.2.2 Pravá komora

Pravá komora ležící pod pravou předsíní nedosahuje až do srdečního hrotu. Její stěna je tenčí než u levé komory, ale silnější než je stěna u předsíní. U člověka asi 0,5 cm. Vyúsťuje pak do plicního kmene, její otvor pak uzavírá poloměsíčitá chlopeň. Ta dostala své jméno podle podobnosti s půlměsícem. Plicní chlopeň dovolí krvi protékat z pravé komory do hlavní tepny plicního oběhu. Při kontrakci komor se dostává krev neokysličená přes plicní chlopeň do plicnice a dále do plic. [3]

1.2.3 Levá předsíň

Z plic přitéká krev okysličená plicními žilami do levé předsíně. Ta tvoří levou polovinu srdeční základny. Stejně jako pravá předsíň je její svalová stěna tenká. V předsíňokomorové přepážce je otvor opatřený mitrální chlopní. Pracuje souběžně a stejným způsobem jako atrioventrikulární chlopeň v pravé části. [3]

1.2.4 Levá komora

Stěna levé komory je ze všech srdečních dutin nejmohutnější, u člověka až 1,5 cm. Levá komora zasahuje až do srdečního hrotu. Systolou levé komory je krev vypuzována do aorty, jejíž otvor uzavírá chlopeň aortální. Ta pracuje stejně a ve stejném rytmu jako chlopeň plicní. Při kontrakci komor se dostává okysličená krev přes tuto chlopeň do hlavního tělního oběhu. Typický zvuk srdeční činnosti je způsoben střídáním fází systoly a diastoly. Systola je fáze, při které krev tryská ze srdečních komor do tepen. Relaxační fáze, při které srdce odpočívá a plní se krví je nazývána diastolou. Systola síní začíná odshora, jejich nutností je dopravit krev do komor pod nimi. [3]

Srdeční cyklus se dělí do dvou hlavních fází:

- Systola je koordinovaný stah srdeční svaloviny jak síní, tak komor.
- Diastola je pak uvolněním tohoto srdečního svalu

Při diastole síní a za současném stahu komor přitéká do pravé síně oběma dutými žilami krev z velkého tělního oběhu, zatímco do levé síně přitéká krev z žil plicních. Následuje stah obou síní a současně diastola obou komor, při které je krev ze síní vytlačována do komor. Pro prevenci zpětného toku krve z komor do síní, je mezi pravou síní a komorou chlopeň trojcípá. Mezi levou síní a komorou pak chlopeň dvojcípá. Tyto chlopně se při následné systole komor uzavírají a krev z komor je tak vytlačována do plicního kmene a do aorty. Zpětnému toku krve do komor brání poloměsíčitá chlopně uzavírající plicní kmen a aortu. [3]

U člověka v klidovém stavu je srdeční frekvence cca. 70-80 stahů za minutu. Klidový minutový srdeční výdej je tedy 5-6 l/min. Toto zhruba odpovídá celkovému množství krve v těle. V případě náhlé potřeby se ale dokáže zvýšit více než pětkrát, zejména zrychlením srdeční frekvence. [3]

Srdce je autonomním orgánem, podněty ke kontrakci myokardu vznikají přímo ve vlastní srdeční svalovině, a to v modifikovaných kardiomyocytech, které tvoří převodní soustavu srdeční. Tato vlastnosti se pak nazývá srdeční automacie. [3]

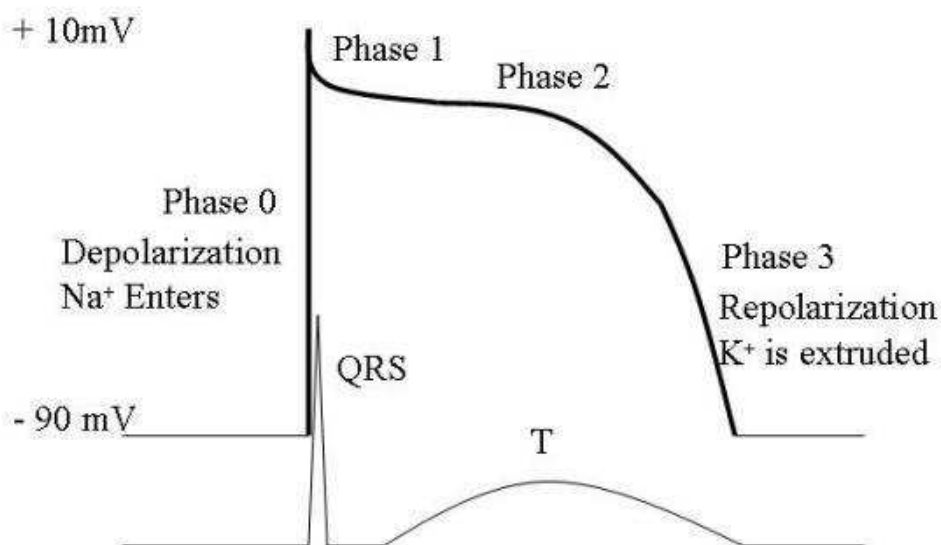
1.3 Srdeční automacie

Zatímco kosterní svalstvo lze ovládat vůlí, stahy myokardu podléhají vlastnímu řídicímu systému, který je nezávislý. Jeho fyziologická činnost je tedy pouze ovlivněna okamžitými požadavky krevního oběhu, většinou z důvodu nutnosti rychlejšího přenosu kyslíku, iontů apod. Realizace těchto stahů se děje pomocí elektrických impulsů ve formě elektrického napětí. [3]

Díky buněčné membráně vytvářejí různé potenciály jak uvnitř buňky, tak mimo ni, čímž vzniká elektrické napětí, které je definováno jako rozdíl potenciálů. Otevřením iontových kanálů se tyto potenciály vyrovnávají a napětí klesá, což je základem pro aktivitu svalových buněk. [12]

1.3.1 Buněčná elektrofyzilogie srdeční automacie a vodivost srdečních tkání.

Akční potenciál srdeční buňky je základem elektrické srdeční aktivity, která vzniká pohybem iontů buněčnou membránou. U srdečních struktur rychlé odpovědi je určující náhlá změna propustnosti buněčné membrány pro ionty sodíku. Tento sodíkový kanál je s vysokou rychlostí otevírán při membránovém potenciálu -75mV . Po jeho restituci je otvírán pomalý kanál pro calcium určující plató část akčního potenciálu. Fáze depolarizace je pak určována změnou propustnosti membrány pro draslík. [12]



Obr. 1.3 Diagram akčního potenciálu buňky. V nulté fázi probíhá depolarizace otevřením sodíkového (Na^+) kanálu, tato změna potenciálu nabývá hodnoty až 100mV. Toto odpovídá stahu komor jak je patrné na EKG schématu pod. Fáze 1-2 odpovídá částečné restituci svalu pomocí kalciového kanálu. Fáze 3 pak výstup draslíkových iontů. [16]

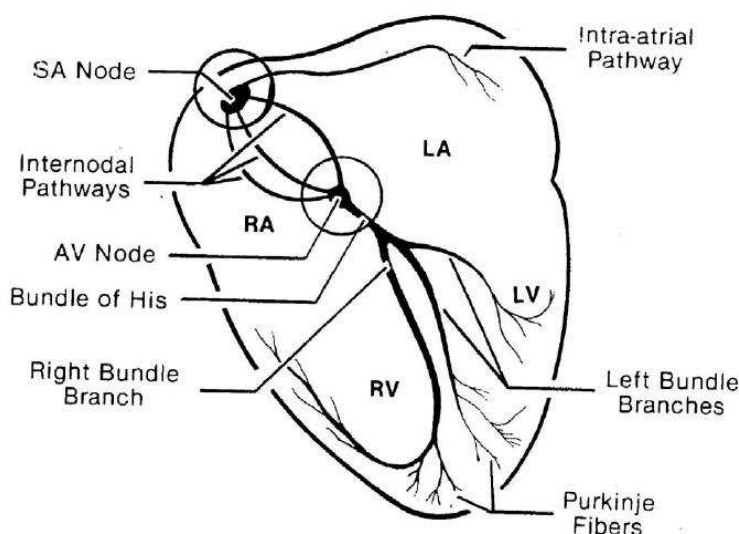
Zatímco u kosterního svalu se membránový potenciál po depolarizaci vrací rychle zpět na původní hodnotu, zde zůstává po asi 200-350 ms ve fázi plató, kdy je membránový potenciál stále kladný a buňka není schopna reakce na další vzruch. Teprve poté dojde k repolarizaci a buňka může provést další kontrakci. Z tohoto důvodu nemůže v srdeční svalovině dojít k tetanické křeči. Kvůli délce fáze plató také frekvence srdečního rytmu nemůže překročit cca. 200 tepů za minutu.[3] [12]

Toto se fyziologicky realizuje na tzv. převodní systému srdečním, jehož buňky jsou pro přenos těchto vzruchů nejvhodnější. Ovšem schopnost přenášet tyto vzruchy mají obecně všechny myokardické buňky, které vytvářejí vzruchy i při různých poruchách tohoto systému. Převodní systém srdeční směřuje od pravé síně, přes komoru a dále se větví, pro nejspolehlivější funkci stahu myokardu.[12]

1.3.2 Převodní srdeční soustava

Tu tvoří tyto části :

- Sinoatriální uzel (SA uzel)
- Atrioventrikulární uzel (AV uzel)
- Hisův svazek
- Pravá a levá Tawarova raménka
- Purkyňova vlákna



Obr. 1.4 Ukázka převodního systému srdečního SA node – sinoatriální uzel, AV node – atrioventrikulární uzel, Bunde of His – Hisův svazek, Right/Left Bunde Branch – Pravá a levá Tawarova raménka. Purkinje Fibers – Purkyňova vlákna. [17]

Vzruch vzniká fyziologicky v SA uzlu, který je primárním pacemakerem (tvůrcem rytmu), neboť jeho frekvence je vyšší než ostatních "potenciálních pacemakerů" (AV uzel, komorové buňky). SA uzel tedy určuje primárně srdeční rytmus, v tomto případě se nazývá sinusový. Z SA uzlu se pak vzruch šíří dále na síně, po kterých se rozbíhá dalšími směry, přednostně však využívá preferenčních drah v síni, které jsou schopny vést vzruch rychleji než ostatní pracovní myokarditické buňky.[2]

Vzruch z SA uzlu tedy přechází postupně na AV uzel, který leží na spodině pravé síně. Jeho dolní část pak plynule přechází v Hisův svazek. AV uzel a horní část Hisova svazku je označována jako síňokomorová junkce (AV junkce). Přenos vzruchu se šíří na komory jen touto cestou (vzhledem k vazivovému skeletu mezi síněmi a komorami).[2]

Při vyřazení SA uzlu přejímá AV uzel tuto funkci pacemakeru (sekundární pacemaker s tzv. nodálním - junkčním srdečním rytmem). AV uzel má rovněž důležitý význam u fibrilace a flutteru síní. AV uzel tímto chrání komory před touto vysokou frekvencí, která by při převedení síňového rytmu na komory mohla vést k jejich vyčerpání a následnému srdečnímu selhání. AV uzel zde působí tedy jako fyziologický blok a převede jen vzruchy nespadající do refrakterní fáze.[2][9]

1.3.3 Srdeční rytmus

Srdeční rytmus je určen skupinou buněk s nejrychlejší změnou spontánního klidového napětí, které první dosáhne prahu akčního napětí. Za normálních okolností vzniká tedy vzruch v sinoatriálním uzlu. Zde je zmiňován sinusový rytmus. Vzruch zde vzniká s tepovou frekvencí 60-90 tepů/min.[3]

Buňky se spontánní depolarizací se ale nacházejí i mimo SA uzel. Místa, s možností tvorby vzruchu jsou označeny jako centra náhradní automacie. Sekundárním pacemakerem je pak AV uzel a terciárním jsou pak komorové buňky. Vlastní rytmus těchto center pak ale klesá od síní ke komorám. Frekvence tvorby vzruchů je v oblasti AV junkce cca. 40-60 tepů/min., v komorách pak cca. 30-40 tepů/min.[3]

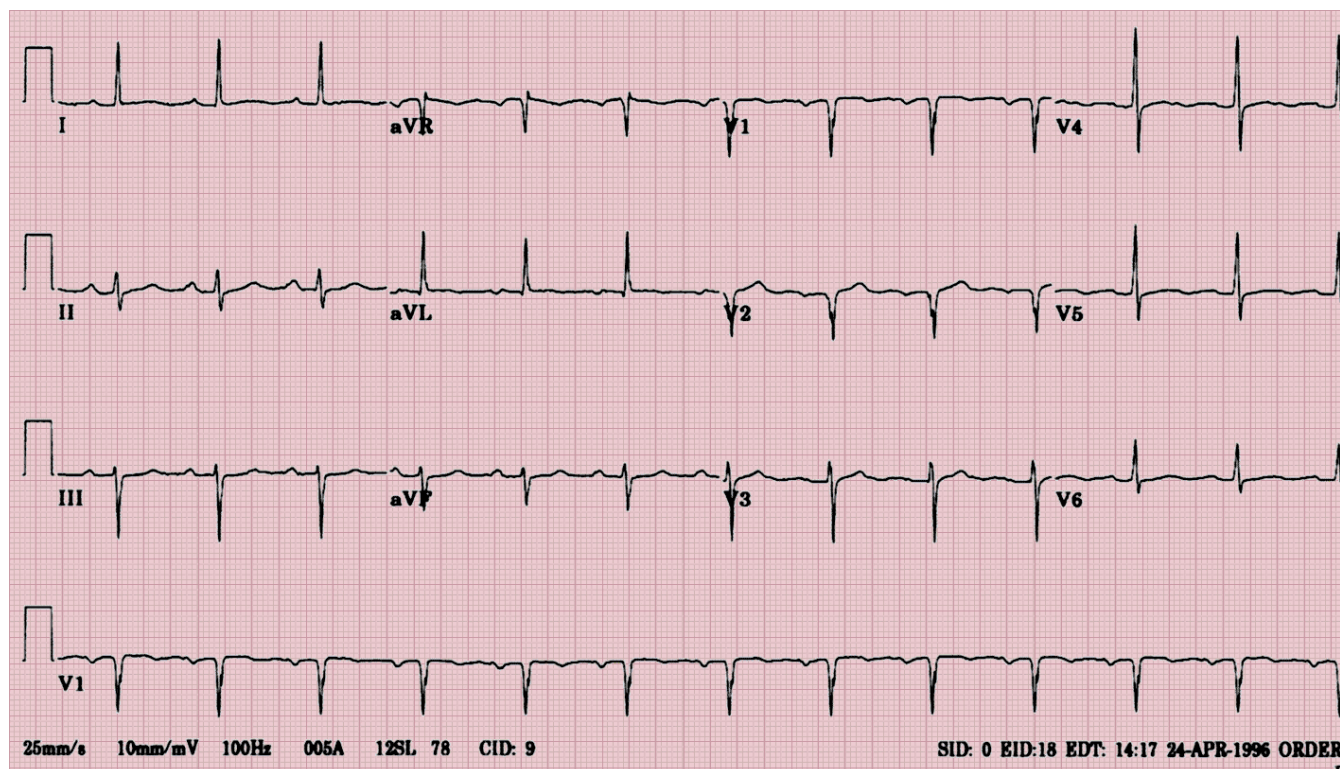
Náhradní místa srdeční automacie jsou pod neustálým vlivem SA uzlu, který svou činností vybíjí a potlačuje tak jejich spontánní automatickou činnost. Rytmus srdce je vždy řízen centrem s nejrychlejší spontánní frekvencí. Proto náhradní pacemakery se mohou uplatnit teprve tehdy, pokud ustane vliv nadřazeného SA uzlu.[3][9]

Patologicky není nutné, aby vzruch vznikl v primárním, sekundárním či terciárním centru, ale vzruchy mohou vznikat i v oblasti patologických ohnisek v síních s rychlým sledem impulsů. Může se také jednat o mechanismus krouživé kontrakce, tedy fenoménu reentry (fenomén návratných vzruchů). Takto je tomu např. u fibrilace síní, která je charakterizována naprosto nepravidelnou činností srdce. Frekvence takových vzruchů tvořených v síni je až 600 tepů/min., ale na komory se pak převede podle bloku AV uzlu jen menší počet vzruchů (většinou jen 80-90 tepů/min.).[9][3]

1.3.4 Elektrokardiografie

Elektrokardiogramu je využíváno jako diagnostické metody, kde je použito snímání elektrické srdeční aktivity v závislosti na čase. Toto je realizováno zachycením a zesilováním malých elektrických impulsů na kůži, které jsou způsobeny každou depolarizací, tedy změny elektrického napětí v myokardu. Každý z myocytů v klidu má určitý elektrický potenciál vůči okolí. Vyrovnání těchto potenciálů se pak nazývá jako tato depolarizace. Jak bylo poznamenáno výše, tuto schopnost mají všechny buňky srdečního svalu, nicméně tuto funkci fyziologicky zastávají buňky převodního systému srdečního, tedy od SA uzlu až po Purkyňova vlákna. Tento průběh impulsu od SA uzlu, přes AV uzel, postupně až k Purkyňovým vláknům vykazuje v EKG charakteristický tvar. Při zdravém rytmu je tento průběh stále stejný, pouze se může prodlužovat, či zkracovat v předepsaných hodnotách tak jako frekvence těchto impulsů.[12]

Obvykle se snímání provádí pomocí dvou a více elektrod, většinou však v párech. Z každého páru vznikají svody, které pak poskytují více pohledů. Ne každý svod může totiž diagnostikovat poruchy rytmu. Velice často je použito 12 svodů, odkud je zaznamenáno 12 různých elektrických signálů v přiměřeně stejných časových úsecích. 12 svodové je obvykle tištěno jako tzv. jednorázové EKG pro podrobnou diagnózu, zatímco 3-5 svodů se používá pro delší monitorování stavu.[12]



Obr. 1.5 Ukázka záznamu fyziologického EKG při použití dvanácti svodů. [18]

Princip elektrokardiogramu pak spočívá v galvanometrickém snímání elektrické srdeční činnosti z povrchu těla nebo i intrakardiálně. Hlavní doménou EKG je možnost diagnostiky srdečního infarktu a arytmií.[12]

1.3.5 Standardní EKG a její fyziologické hodnoty

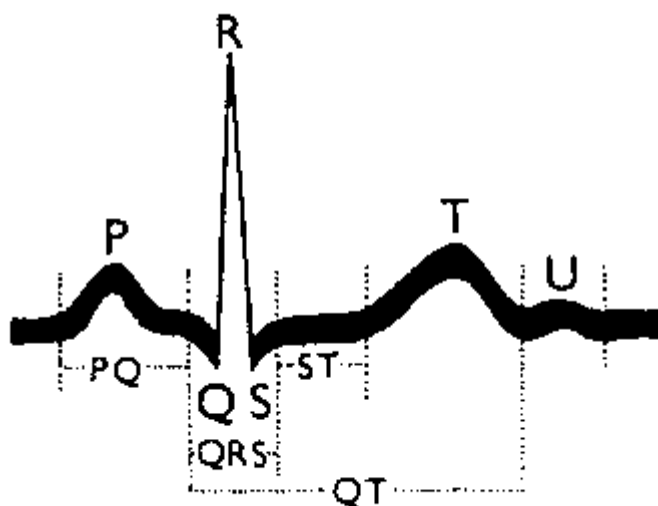
Klidová srdeční frekvence se obvykle pohybuje v rozmezí 60-100/min Vlna P, která odpovídá depolarizaci síní, má maximální délku 0,12s Interval PQ zhruba odpovídající době převodu elektrického impulzu ze síní až na komory pak má normální rozmezí 0,12-0,20s. Komorový komplex QRS, který odpovídá době elektrické depolarizace komor, má maximální šířku do 0,1s Úsek ST je buď horizontální, nebo směřuje prohnutě nahoru. Interval QT, který pak odpovídá elektrické repolarizaci komor, nepřesáhne fyziologicky hodnotu 0,48s. Intervaly PQ a QT se často zkracují se stoupající srdeční frekvencí.[12]

1.3.6 Analýza kmitů a vln

Změna akčních potenciálů síní a komor vede ke vzniku vln a kmitů, které lze na EKG rozpoznat. Sinusový rytmus je dán těmito vlnami, kmity a intervaly:

- Vlny P, T, U, (aT)
- Kmity Q, R, S
- Interval PQ (PR), úsek ST, interval QT

[6]



Obr. 1.6 Standardní EKG křivka. Depolarizaci síní odpovídá vlna P, depolarizace těchto síní je pak většinou skryta v komplexu QRS. Depolarizace komor je viditelná jako komplex QRS a zpětná depolarizace nastává v úseku ST, a tedy i na vlně T. [6]

1.3.7 Přehled srdečních rytmů

- Sinusový rytmus. Ten je základním rytmem zdravého srdce. Na EKG je charakterizován nálezem vlny P. Ta v pravidelných intervalech předchází na komplex QRS. Při sinusovém rytmu vzruchy vznikají v SA uzlu s frekvencí 60-90 tepů/min
- Junkční (nodální) rytmus. Při tomto rytmu vzruchy vznikají v oblasti AV junkce. Ten se nadále rozlišuje na pasivní a aktivní. Při pasivním se uvádí frekvence cca. 40-60 tepů/min. při aktivním pak nad 60 tepů/min.
- Idioventrikulární rytmus. Při tomto rytmu je činnost srdce řízena terciárním pacemakerem z komor o frekvenci 30-40 tepů/min

Srdeční akci lze nadále dělit na pravidelnou a nepravidelnou. Přičemž u pravidelné jsou QRS komplexy neustále ve stejné vzdálenosti od sebe. Pravidelná akce se vyskytuje zejména u sinusového rytmu. U nepravidelné akce jsou QRS komplexy od sebe různě vzdáleny. Pokud se vzdálenost jednotlivých komorových komplexů neustále mění, jedná se pak nejčastěji o fibrilaci síní. [5]

1.4 Poruchy tvorby a vedení vzruchu

Všechny poruchy tvorby nebo vedení vzruchu, zajišťujícího systolu srdečních svalů označujeme jako srdeční arytmie. Ty se projevují zejména rytmy s atypickým místem vzniku vzruchu, či nefyziologickými frekvencemi, tedy frekvencemi neodpovídajícími okamžitým požadavkům srdečního rytmu. Srdeční arytmie lze tedy definovat nejen jako nepravidelnost (např. fibrilace síní), ale tento pojem zahrnuje i pravidelné rytmy, které jsou provázeny např. poruchami vedení (atrioventrikulární blokáda I. stupně, blokády Tawarových ramének). Může se jednat taky o vybočení srdeční činnosti z normálních frekvencí (např. sinusová bradykardie nebo různé typy pravidelných tachykardií). [12]

Z klinického hlediska jsou definovány dvě základní skupiny. Bradyarytmie, při kterých dochází ke zpomalení srdeční frekvence pod hranici 50-60 tepů/min a tachyarytmie, kdy srdeční frekvence přestoupí hranici 100 tepů/min. Podkladem arytmií může být porucha tvorby vzruchu, nebo jeho vedení, či kombinace obou těchto případů. [11]

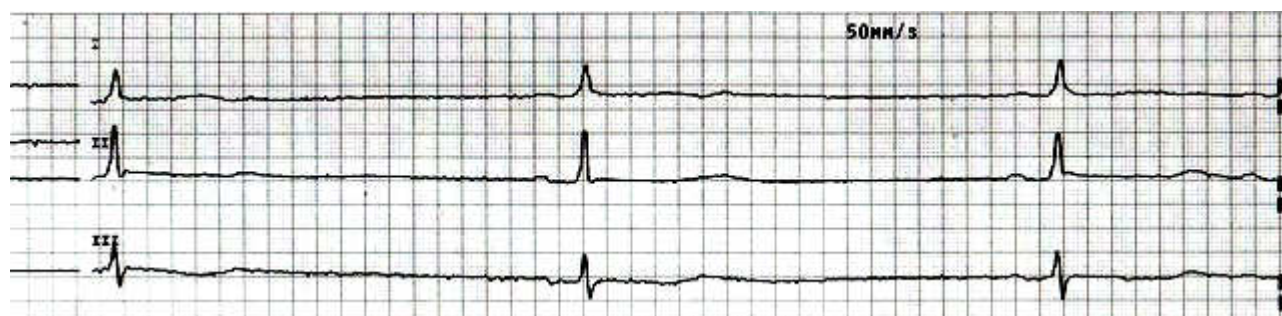
1.4.1 Bradyarytmie

Jedná se o jev převodního systému srdečního, při kterém dochází ke zpomalení frekvence tepu pod hranici 50-60 tepů/min. Bradyarytmie se projevívá únavou, nižší výkonností, namáhavou dušností apod.[11] Zpravidla jsou děleny do několika skupin:

- Sinusová bradykardie.
- Bradykardie způsobená AV bloádou.

1.4.2 Sinusová bradykardie.

Je definována jako sinusový rytmus při frekvenci nižší než 60 stahů za 1 minutu. Tento rytmus je sice pravidelný, ovšem s nižší frekvencí. V klinické praxi se vyskytuje i samostatně nebo jako součást tzv. syndromu chorého sinu. Protože samostatná sinusová bradykardie potvrzuje sinusový rytmus, může jít o fyziologický projev. Vyskytuje se např. ve spánku či u trénovaných jedinců. Syndrom chorého sinu však označuje symptomatické případy trvalé sinusové bradykardie, popř. SA bloády. Ta pak neznamena poruchu tvorby vzruchu v SA uzlu, ale poruchu vedení vzruchu mezi SA uzlem a AV uzlem. Může se tedy jednat o akutní a stav a není tedy třeba trvalé kardiostimulace. [11]



Obr. 1.7 EKG diagram při SA bloádě. Na obrázku jsou patrné velké frekvenční rozestupy mezi komplexy QRS, vlna P je neznatelná, stejně tak ST. [19]

1.4.3 Bradykardie způsobená AV bloádou

Skupina těchto poruch zahrnuje zpomalení nebo úplné zastavení převodu vzruchu ze síní na komory. Tato bradykardie se nadále dělí na 3 stupně, kde ve 3. stupni se jedná o tzv. úplnou AV bloádu. Ta je projevem naprostého přerušování vedení vzruchu mezi síněmi a komorami. Aktivace komor se poté děje náhradním rytmem, který je sekundární nebo terciární. (viz výše). Komorová akce je sice pravidelná, ale daleko pomalejší. Tento případ může být rovněž pouze akutní a lze jeho léčbu provádět pomocí farmakoterapie, či dočasnou kardiostimulací. Trvalá kardiostimulace je indikována pouze při přetrvávání příznaků i po odeznění akutního stavu. [11] [12]

1.4.4 Tachyarytmie

Tento jev převodního srdečního systému je spíše stavem akutním, kdy je frekvence tepu neúměrně zvýšená okamžitému tělesnému stavu. Uvádí se i nad 90-100 tepů/min.

Tachyarytmie může vést i k náhlé smrti. Dělí se zejména na komorové a supraventrikulární čili nadkomorové. [11]

1.4.5 Supraventrikulární tachykardie.

Je definována jako tachykardie mající původ nad komorou, tedy před dělením Hisova svazku. [11]

1.4.6 Fibrilace síní

Tato tachyarytmie je nalzena nejčastěji a znamená velice rychlý nepravidelný sled impulsů, a tím i nekontrolované stahy, v tomto případě stahy síní. Fibrilace síní jsou stejně jako flutter síní charakterizovány abnormálně vysokou činností síní (s frekvencí běžně nad 300 tepů/min.) Sínňové stahy se pak na EKG projevují nepravidelnými a velmi nízkými, často i přehlédnutelnými vlnkami, jejichž tvar a vzdálenost se neustále mění. Komorové komplexy pak následují zcela nepravidelně, protože převod na komory ze síní není pravidelný. Zmíněný AV uzel působí jako "fyziologický blok" a brání převodu fibrilace na komory (viz výše). Frekvence komor je pak často normální, většinou však kolem 80-100/min. Ve většině případů se vyskytuje jako důsledek tzv. Re-entry mechanismu [11]

1.4.7 Re-entry

Tento jev nastává jako porucha vedení vzruchu, kde místo jednosměrného vedení vzruchu od SA uzlu až po Purkyňova vlákna, nastává zpětná aktivace vzruchu a vzruch putuje v jakémsi kruhu. Tento patologický mechanismus se může objevovat v libovolně velkých okruzích a zasahovat různé části srdce. Způsobuje tedy celou řadu dalších nadkomorových tachykardií jako je flutter síní, sinusová tachykardie, AV tachykardie apod. [12]

1.4.8 Komorové tachyarytmie

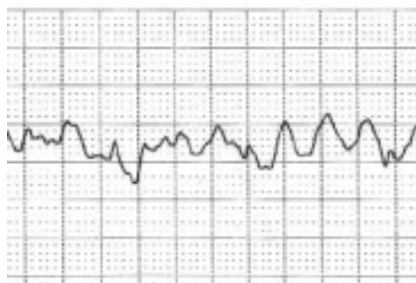
Setrvalá komorová tachykardie a fibrilace komor představují ve většině případů velmi závažné formy tachyarytmií. Nejvýznamnější pak samostatná komorová tachykardie a fibrilace komor.[11]

1.4.9 Samostatná komorová tachykardie

Takto je označována přítomnost 3 a více po sobě následujících širokých komplexů QRS, jejichž původ je v komorách a jejich frekvence pak nad 100 tepů/min. Trvají-li déle než 30s, značí se setrvalé. V opačném případě pak tedy nesetrvalé. Rychlé komorové tachykardie ve spojení s funkcí levé komory ve většině případů znamenají náhlou smrt.[11]

1.4.10 Fibrilace komor

Ta je charakterizována chaotickou elektrickou aktivitou vedoucí k rychlým, naprosto nekoordinovaným neúčinným kontrakcím myokardu komor, a tím i k náhlé zástavě krevního oběhu. Na EKG jsou při FK komplexy QRS nahrazeny rychlými nepravidelnými vlnami. Neléčená FK pak vede během 3-5 minut k nenávratnému poškození mozku a ke smrti. V ostatních případech pak může znamenat vysoké riziko návratu tohoto akutního stavu (uvádí se až 20-30% pravděpodobnost během 1 roku). Tato porucha je také úzce spojena s infarktem myokardu. Terapií je buď neodkladná defibrilace, nebo kardiopulmonární resuscitace. Elektrokardiogram je suverénní metodou v diagnostice FK. Její nález na EKG je poměrně častý. [11]



Obr. 1.8 Ukázka EKG záznamu při fibrilaci komor. Rytmus je naprosto chaotický. [20]

Ačkoliv se některé poruchy srdečního rytmu mohou objevit na jinak zcela zdravém srdci, většinou se arytmie vyskytují v důsledku celé řady srdečních onemocnění (ischemická choroba srdeční, myokarditis, embolie plicnice apod.). [11]

1.5 Léčba

Obecné principy léčby arytmií jsou často společné v řadě klinických jednotek, rozhodnutí o terapii konkrétní arytmie je ale nutné přísně individualizovat. Ta se řídí především výskytem a závažností příznaků, druhem arytmie a pak i přítomností organického postižení srdce. Pokud selhává farmakologická terapie (pomocí léčiv), nebo jsou zde jiné potíže, je vhodnou léčbou použití tzv. umělých pacemakerů. Jak byly výše rozděleny arytmie na bradyarytmie a tachyarytmie, stejně tak se u každé z těchto poruch indikuje jiná léčba. Bradyarytmie obecně jakožto zpomalení rytmu vyžadují stimulaci rytmu náhradou SA uzlu umělým pacemakerem, česky tedy kardiostimulátorem, zatímco tachyarytmie, které jsou obecně zrychlením rytmu vedoucím až k flutteru či fibrilacím, vyžadují léčbu pomocí defibrilátoru. Kardiostimulátory a defibrilátory jsou si velice podobné. Mnoho defibrilátorů umožňuje rovněž funkci kardiostimulace. [11] [12]

1.5.1 Stimulovaný rytmus

Elektrické defibrilace dovolují obnovu normálního srdečního rytmu elektrickým výbojem z externích defibrilátorů. U nemocných s vysokým rizikem náhlé smrti je ale obecně indikována implantace kardioverter-defibrilátoru, kde jde o přístroj podobný trvalému kardiostimulátoru. Ten se v současnosti implantuje téměř výhradně do podklíčkové krajiny. Defibrilátor je schopen monitorovat srdeční rytmus a v případě detekce komorové tachykardie zahájí terapii. Podle typu a naprogramování přístroje jsou použity pro ukončení tachykardie výboje o malé energii (5 J). V případě detekce komorové fibrilace přístroj automaticky spouští defibrilační výboj o vyšší energii (30-35 J). Takto je popsána základní funkce kardioverter defibrilátoru. Tyto přístroje však často disponují i funkcí antibradikardické stimulace, stejně tak jako běžný kardiostimulátor. [12][11]

Současné kardiostimulátory mají hmotnost cca. 25-40g a díky lithium-polymerovým bateriím mají mnohaletou životnost (5-10 let). Snímají elektrickou aktivitu srdce, a tím zajišťují svou reakci. Moderní kardiostimulátory lze plně programovat obousměrnou telemetrickou komunikací s externím programovacím zařízením. Tzv. fyziologické stimulátory dovolují řízení komorové stimulace v závislosti na zachované síňové aktivitě, nebo i přizpůsobení stimulované srdeční akce potřebám organismu prostřednictvím snímání informací o tělesné aktivitě. [9][12] Životnost takového kardiostimulátoru se snižuje se zvýšením rychlosti kardiostimulace, amplitudy kardiostimulačního pulzu, šířkou kardiostimulačního pulzu nebo poměrem počtu stimulovaných jevů k snímaným jevům nebo se snížením impedance kardiostimulace. [10]

Zdroje elektromagnetické interference mohou znamenat riziko pro funkci takového přístroje. Pulzní generátor by pak mohl poskytovat nevhodnou léčbu či vhodnou léčbu zablokovat[10]. Mezi takové zdroje patří:

- zdroje elektrické energie
- zařízení na sváření elektrickým obloukem
- roboty
- elektrické tavicí pece
- vysokofrekvenční vysílače jako je radar nebo rozhlasové vysílače včetně dálkových ovládání na hračky, alarmů a alternátorů u automobilu v chodu.

Kardiostimulace je tedy metoda terapie užívaná především při léčbě bradyarytmií. Principem této stimulace je vyvolání kontrakce myokardu pomocí elektrických impulsů nadprahové intenzity. Ta může být jak dočasná, tak trvalá. U dočasné stimulace jde o aplikaci elektrických impulsů pro krátkodobé použití (dny až týdny) u náhlých poruch AV převodu. Stimulační elektroda se pak nejčastěji zavádí do dutiny pravé komory. Zdroj vzniklé energie je tedy mimo tělo nemocného. U trvalé stimulace jde o dlouhodobou elektrickou stimulaci, přičemž zdroj této energie je implantován přímo do těla pacienta. Trvalá kardiostimulace používá přístroj, který je implantován do podkoží v podklíčkové oblasti. Elektrické podněty se pak přenášejí do srdce zavedenou flexibilní elektrodou. [12]

1.5.2 Indikace

Použití umělých srdečních stimulátorů je pak indikováno, pokud srdce nemá patřičný vlastní rytmus (selhává-li tedy primární pacemaker, nebo vedení vzruchu) a komory pak nestačí přecerpat dostatečný objem krve. Zvlášť v případech AV blokády II. a III. stupně. Stimulační elektrody jsou zavedeny žilní cestou do pravé síně nebo komory. Síně i komory mohou být stimulovány samostatně, pak se jedná o tzv. jednodutinovou stimulaci, nebo pak sekvenčně, což je stimulací dvoudutinovou. U všech druhů stimulace lze použít stimulaci s frekvenční odpovědí při zátěži nemocného (R – Rate responsive). Stimulátor s frekvenční odpovědí monitoruje parametry metabolických potřeb. Na změnu tohoto parametru reaguje stimulátor změnou stimulované frekvence.[12]

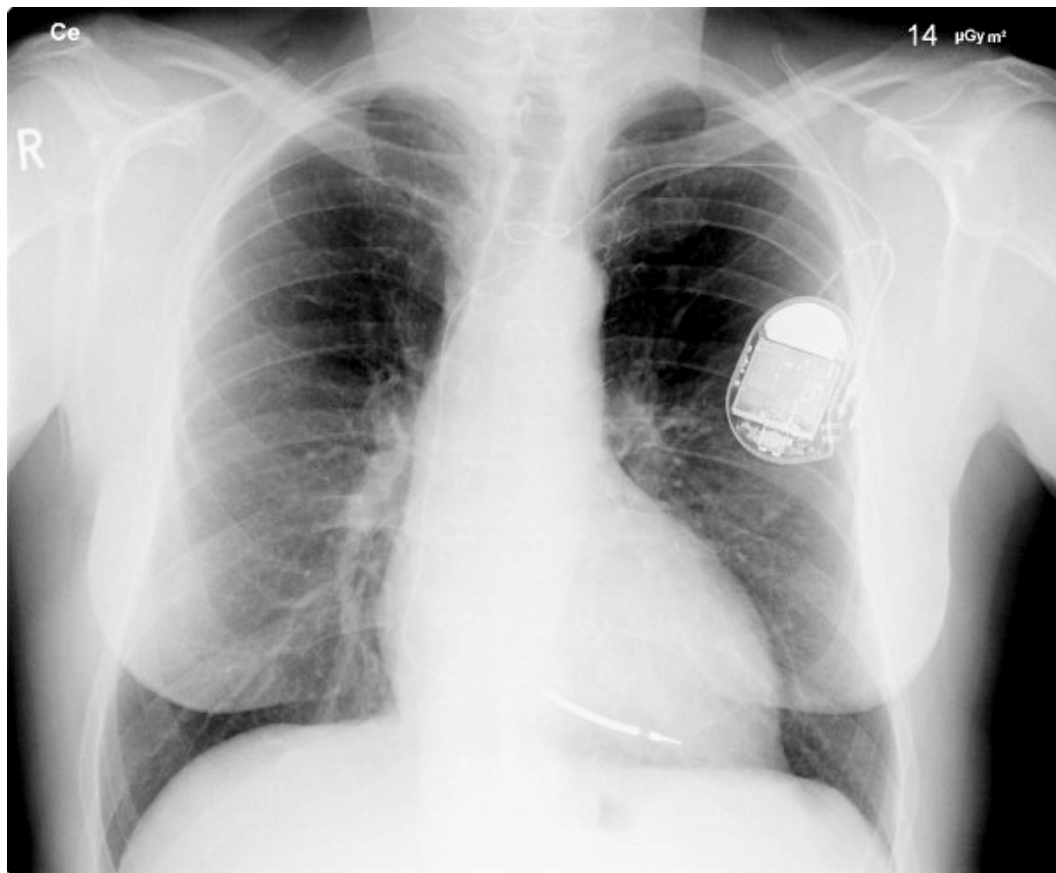
1.5.3 Kódy pro způsob stimulace.

Způsob stimulace je běžně označován troj až čtyřmístným písmenným kódem. První písmeno značí stimulovaný tedy srdeční oddíl. (A - atrial, V – ventricular, D – dual). Probíhá tedy

stimulace buď síní, komor, nebo obou dvou. Druhé písmeno označuje oddíl, z kterého je stimulátorem elektrická aktivita snímaná, možnosti jsou opět A,V,D. Třetí písmeno způsob reakce stimulátoru na snímanou srdeční aktivitu (T – triggered, I – inhibited, D – obojí). Písmeno T značí reakci stimulátoru na spontánní nebo stimulovanou aktivitu síní či komor spuštěním stimulačního impulzu s předem nastaveným zpožděním. Písmeno I značí způsob reakce stimulátoru na spontánní aktivitu potlačením stimulu na předem zvolenou dobu. Čtvrté místo je rezervováno pro frekvenční odpověď písmenem R. Jedná se pak o reakci na metabolické změny organismu.[12]

1.5.4 Implantace

Po vypreparování je pomocí kanyly zavedena stimulační elektroda do pravého ouška nebo hrotu pravé komory, popřípadě do obou míst. Po změření parametrů pro stimulaci (stimulační práh, elektrická amplituda srdečního oddílu, odpor elektrody) jsou elektrody fixovány k prsnímu svalu stehem. V podkoží pod klíční kostí je vypreparována kapsa, do které je kardiostimulátor po spojení s elektrodami uložen. Po sešití kůže a podkoží je znova testována stimulační funkce tohoto implantovaného přístroje. [12][9]

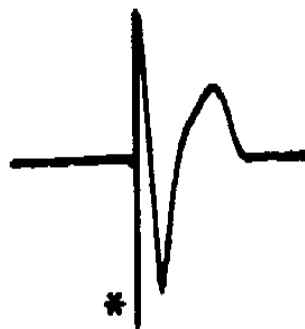


Obr. 1.9 Obrázek implantovaného kardiostimulátoru v kapse pod klíční kostí. V dolní části lze vidět elektrodu implantovanou v srdci. [21]

1.5.5 EKG stimulovaného rytmu

Protože jsou pro stimulaci použity unipolární elektrody (druhý pól tvoří kovový plášť stimulatoru), projeví se na EKG vyslaný impuls charakteristickým znakem. Stimulovaný rytmus má zcela jasný EKG obraz, který nelze snadno přehlédnout.[7]

EKG obraz takového stimulovaného rytmu pak charakterizuje nálezný typický ostrý krátkodobý kmit označovaný "pace", "flick", "spike", "strick", nebo také česky "fous". Ty lze rozpoznat ve všech svodech EKG. Stimulovaný rytmus může charakterizovat i výskyt aberantních širokých komorových komplexů, které mají často tvar bloku levého Tawarova raménka, z důvodu zavedení elektrody do pravé komory. Aberantním komorovým komplexům předchází zmíněný ostrý krátkodobý kmit. [7]



Obr. 1.10 EKG obraz stimulovaného rytmu.[7]

2 Měření

Cílem této práce je vytvořit výpočtový model kardiostimulátoru, který by odpovídal co nejpřesněji jeho mechanickým vlastnostem. Konečnoprvkové modely lze překontrolovat různými způsoby, v tomto případě se ukázalo jako nezbytné porovnat výsledky výpočtu s měřením na skutečném kardiostimulátoru.

Ke tvorbě samotného modelu je ale třeba znát nejen geometrii, ale rovněž materiálové vlastnosti modelovaných prvků. Z tohoto důvodu proběhla další měření, jejichž cílem bylo zjistit mechanické vlastnosti a veličiny, které pak byly dále použity pro tvorbu modelu.

Jednalo se tato měření jejichž cílem bylo:

- Přípravná fáze
 - Stanovení závislosti funkčnosti kardiostimulátoru na deformaci pouzdra kardiostimulátoru.
 - Zjištění hodnoty maximální deformace v závislosti na narůstající zátěžné síle.
- Experiment s cílem zjištění materiálu pouzdra
- Experiment s cílem zjištění materiálových vlastností baterie
- Měření vlastní geometrie.

2.1 Přípravná fáze

Jedním z cílů tohoto této fáze bylo získání skutečných hodnot jedné z následně vypočítávaných veličin při zadaných parametrech, které doloží numerický výpočet. V případě této práce byla zadaným parametrem síla, zjišťovaná veličina (maximální průhyb ve směru zatěžující síly) byla získána z grafu závislosti těchto dvou veličin. Tato naměřená deformace byla pak využita při porovnávání s vypočteným polem posuvů. Vypočtené hodnoty pole posuvů v místě měření by se měly shodovat s hodnotami stanovenými z měření.

Dalším úkolem bylo zjištění podmínek, při kterých se funkčnost tohoto kardiostimulátoru mění, resp. kardiostimulátor přestává plnit svou funkci. Funkce přístroje sice závisí na deformaci pouzdra, ale vzhledem k tomu, že deformace je v tomto pokusu už závislou veličinou, byla tato funkčnost stanovována v závislosti na zatěžovací síle.



Obr. 2.1 Programovací/nahrávací a monitorovací zařízení (PRM) model 2920 se softwarovou aplikací Consult model 2865 a doplňkovou telemetrickou snímací tužkou.

Protože výstupním signálem kardiostimulátoru je elektrický impuls, byl tento impuls parametrem, podle kterého byla posuzována funkčnost kardiostimulátoru. Standardní výstup záznamu přístroje se skládá ze stimulované EKG křivky. V průběhu měření byla proto sledována tato EKG křivka. Zaznamenání poklesu amplitudy či úplné vypadnutí rytmu vysílaného elektrického impulsu pak bylo přiřazeno ke konkrétní hodnotě síly, která tuto změnu vyvolala. Zatěžování bylo ukončeno při úplné ztrátě generovaného impulsu.

Aby se mohlo uskutečnit měření funkčnosti kardiostimulátoru, musely být vytvořeny podmínky simulující jeho skutečnou funkci. Vzhledem k tomu, že se jedná o samostatný

celek, bylo nutné zajistit správné umístění elektrod. Lidská tkáň vede elektrický proud a k jejímu nahrazení poslouží i slabý elektrolyt, který by měl dostatečnou impedanci. K tomuto nahrazení byla vybrána voda s dostatečnou koncentrací soli, tedy volných iontů potřebných pro vedení proudu. Elektrody byly tedy zavedeny do kádinky s čistou vodou. Samotným zařízením, na kterém bylo vysílání impulsu sledováno, byl programátor kardiostimulátoru, který se v praxi používá při jeho nastavování či diagnostice těchto přístrojů. Toto zařízení funguje také jako monitor nebo jej lze stejně tak použít i pro záznam funkčnosti. Sledovaný generovaný impuls kardiostimulátoru byl tedy v průběhu měření zaznamenáván na tomto programátoru/monitoru bezdrátovou komunikací s kardiostimulátorem.

2.1.1 Simulace zátěže.

Pro pozorování změn funkčnosti bylo nutno vyvolat deformace pouzdra. Nejjednodušším řešením jak vyvolat tyto deformace, bylo postupné zatěžování kardiostimulátoru narůstající tlakovou silou. Bylo nutné zaznamenávat hodnoty zatěžující síly a posunutí kardiostimulátoru, kterou tato síla vyvolala. Vlastní měření bylo prováděno na trhačím stroji v CPIT VŠB-TUO. Připojení tohoto stroje k počítači poskytuje okamžitý záznam měřených hodnot a zároveň lze získat grafickou závislost měřených hodnot.

Bylo potřebné zvolit také způsob zatěžování pouzdra, který se pak promítá do okrajových podmínek konečnoprvkového modelu. K charakteru zátěže patří i tvar zatěžující plochy, na kterou je zátěž aplikována. Plocha, na kterou bylo aplikováno zatížení byla zvolena plocha na pouzdře kardiostimulátoru. Vyvstalo zde však riziko poškození sondy pro komunikaci monitorovacího zařízení s kardiostimulátorem. Pro větší bezpečnost bylo rozhodnuto, že zátěž se bude realizovat pomocí dvou podložek. Pro větší kontrolu a postupné rozložení deformace na kardiostimulátoru byl také nastavena velice malá rychlost posuvu trhačího stroje.

Destičky sloužící jako podložky napomáhaly také při zpřesnění okrajových podmínek zatížení pro konečnoprvkový model. Destičky byly umístěny z obou stran pouzdra kardiostimulátoru mezi stlačovací přípravky. K zamezení příčného prokluzování těchto destiček při stlačování sloužilo jejich přilepení k pouzdru pomocí sekundového lepidla. Materiálem destiček byla konstrukční ocel, jejíž tuhost je větší než tuhost samotného kardiostimulátoru, tedy jejich malé deformace byly ve výsledcích měření zanedbány. Destičky byly zhotoveny z kruhového profilu průměru 20mm a výška obou byla 10 mm s otvorem průměru 8 mm uvnitř, který ovšem nesahal do celé hloubky (viz. obr.2.2).

Vlastní měření a umístění snímače signálu je na obr.2.3

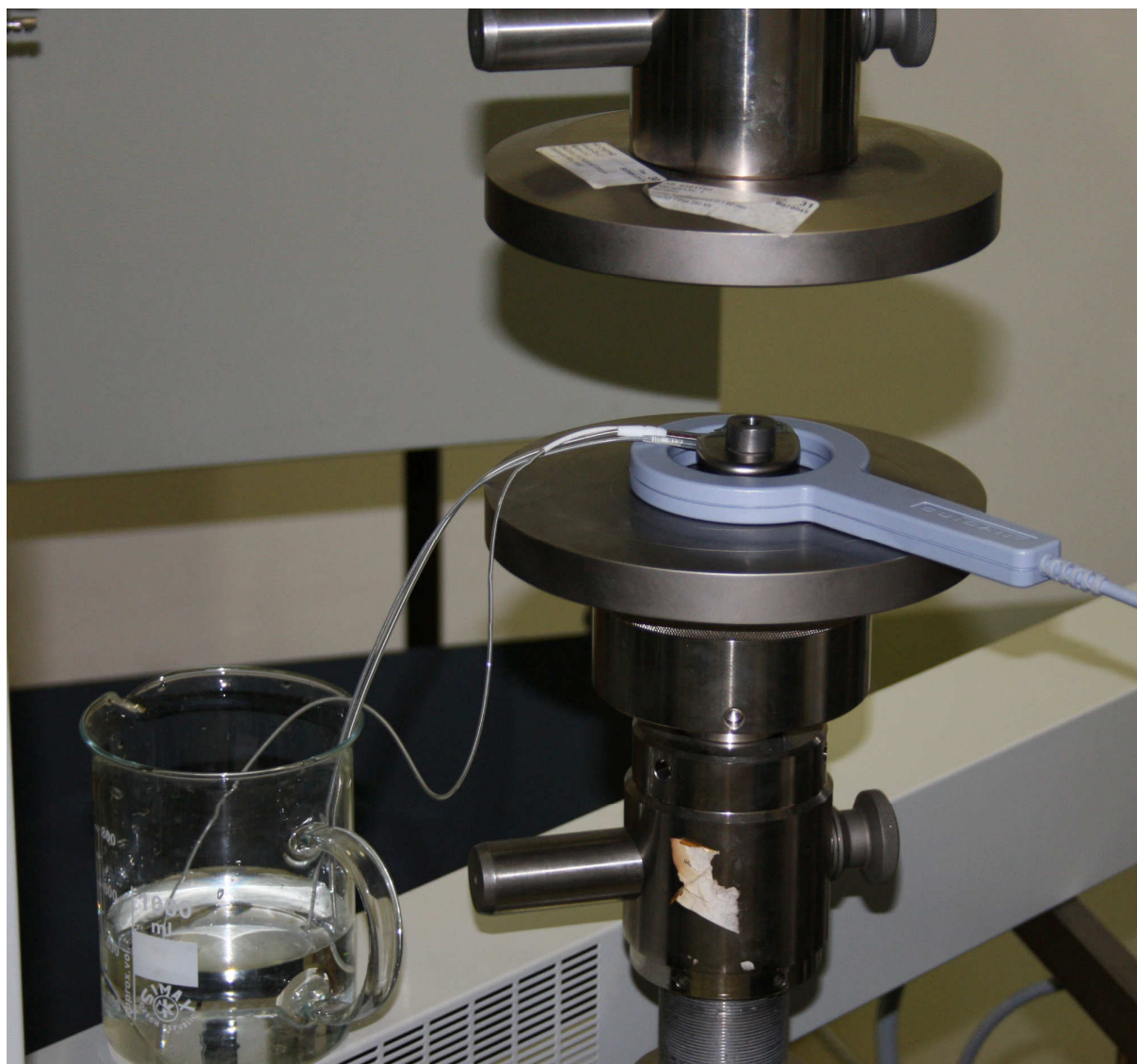


Obr. 2.2 Kardiostimulátor s nalepenými destičkami po obou stranách.

V průběhu přípravy měření a vlastního měření bylo nutno eliminovat některá rizika. Jedním z bezpečnostních opatření už zmíněným výše je sice riziko poškození sondy při posuvu přípravků trhačího stroje. Kompenzace tohoto nebezpečí proběhla použitím výše zmíněných podložek, které zvětšily tak prostor mezi přípravky pro stlačování kardiostimulátoru.

Nebezpečí „exploze otevřeného kardiostimulátoru“. Kompenzace tohoto rizika byla realizována dostatečnou vzdáleností osob a přístrojů od místa experimentu a použitím ochranného štítu.

V průběhu měření nenastalo žádné z rizik výše uvedených. Sonda zůstala nedotčena, stejně tak nedošlo k explozi.



Obr. 2.3 Kardiostimulátor před zahájením měření, na obrázku lze vidět použití podložek pro ochranu sondy pro komunikaci s přístrojem. V levé části pak kádinku s vodou pro generování impulsů

2.1.2 Průběh měření

Po zajištění bezpečnostních opatření, byla nastavena rychlost posuvu trhačího stroje, dále pak maximální síla, kterou v daný experiment stroj vyvine na vzorek. Po nastavení byl zahájen záznam vysílaného impulsu pro již zmíněný monitoring funkčnosti kardiostimulátoru. Poté bylo zahájeno vlastní měření – zatěžování a stlačování kardiostimulátoru.

Vzhledem k nutnosti velmi pomalého zatěžování trvalo samotné měření cca deset minut. Teprve u vysokých hodnot zatěžující síly (přes 5kN) byl pozorován pokles amplitudy stimulovaného rytmu. Při dalším zatěžování pak signál vymizel úplně. V tomto okamžiku

bylo zatěžování zastaveno a stlačovaný přístroj odlehčen. Překvapivě, po odlehčení i přes okem rozpoznatelné plastické deformace přístroj byl nadále schopen plné funkce při původní amplitudě stimulovaného rytmu.

Po vyjmutí kardiostimulátoru z trhacího stroje byly odtrženy přilepené destičky, proběhlo uložení dat ze zkoušky a částečné, předběžné zhodnocení experimentu.

2.1.3 Získaná data

Data získaná z měření byla dále zpracována a výsledkem měření je:

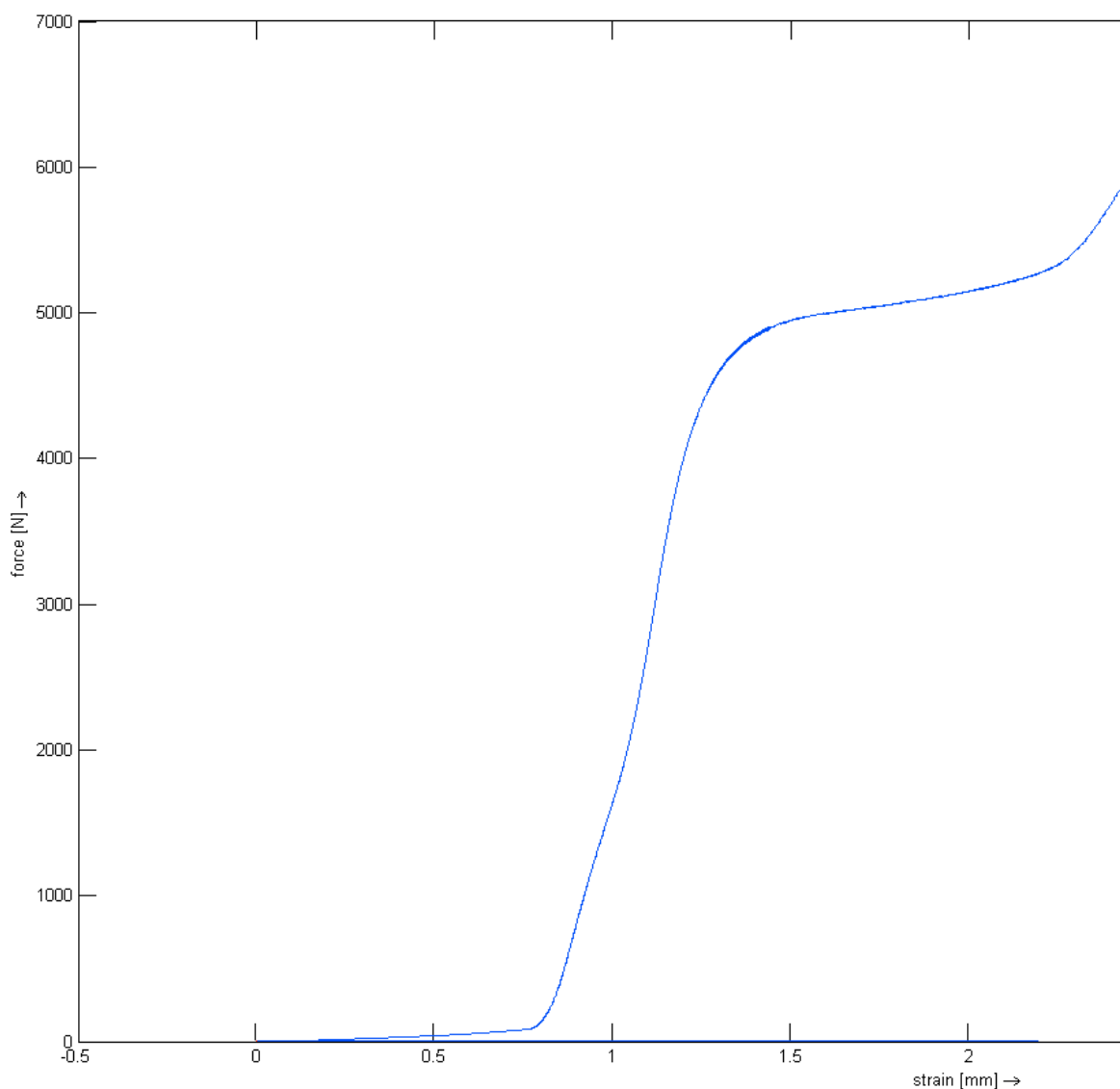
Tabulka a graf závislosti zatěžující síly na posuvu získané připojením stroje k počítači.

Vytištěný záznam z monitorovacího zařízení pro programování kardiostimulátorů označený příslušnými hodnotami síly a posuvu při změně funkčnosti kardiostimulátoru. Z počítače byla získána tabulka hodnot určující závislost mezi silou a maximálním průhybem pouzdra měřeného kardiostimulátoru. Vzhledem k velmi jemnému kroku měření je tabulka velice rozsáhlá (z celého měření až 100 000 dat) včetně grafu této závislosti.

Záznam elektrického impulsu byl tištěn postupně po celou dobu měření na přiložený záznamový papír k monitorovacímu zařízení. Vzhledem k tomu, že nedocházelo po dlouhou dobu k žádným změnám, byla vybrána jen část, kde došlo k samotné změně funkčnosti. Zlomové body jsou ručně označeny příslušnými hodnotami deformace kardiostimulátoru a síly na něj působící. (viz. obr.2.5 a obr. 2.6)

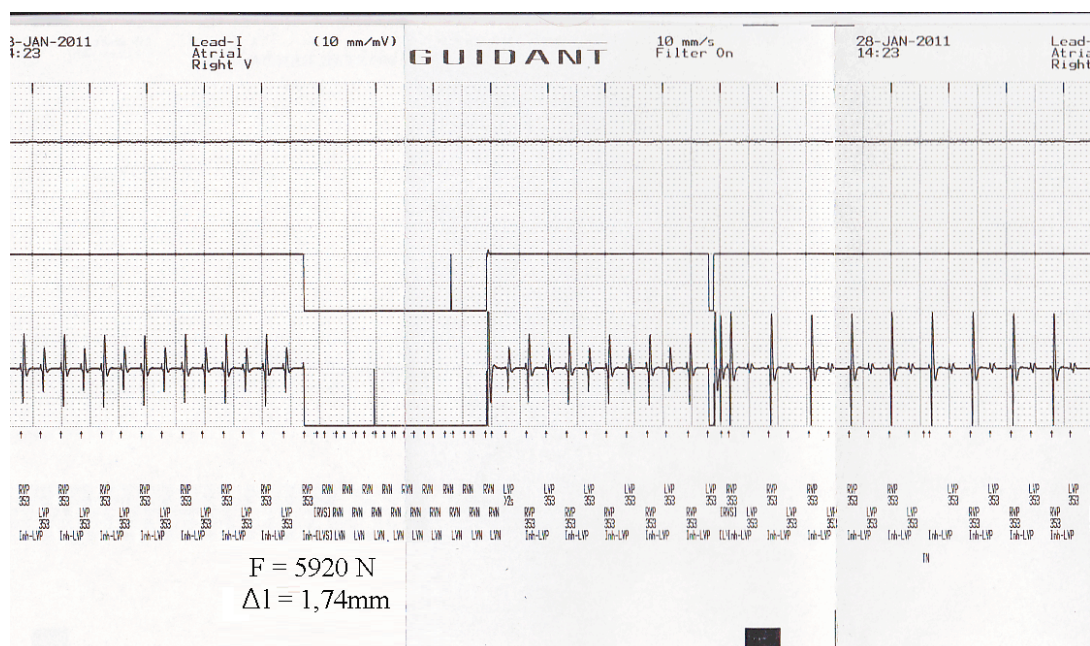
2.1.4 Vyhodnocení měření

Při zhodnocení grafu hodnot (viz. obr. 2.4) lze pozorovat jistou podobnost chování deformace kardiostimulátoru s tahovou zkouškou kovových materiálů.



Obr. 2.4 Graf závislosti zatěžující síly na deformaci pouzdra při vykonaném experimentu. Deformace začínají okolo hodnoty $\Delta l = 0,8\text{mm}$.

Při menším zatížení se zde vyskytuje lineární oblast. Výskyt mírné nelinearity může být způsoben okrajovými podmínkami při měření. Při zátěži cca $F = 5000\text{ N}$ a více dochází ke změně tvaru grafu. (viz. obr.2.4). Tato oblast právě připomíná mez kluzu materiálů při tahových zkouškách. Rovněž se zde začínají realizovat plastické deformace pouzdra. Nicméně i v této oblasti je kardiostimulátor nadále plně funkční. Při dalším zvyšování zatěžující síly již deformace prudce rostou. Při pokračujících plastických deformacích se opět mění sklon křivky a deformace se znova zmenšují při stejném narůstání sil.

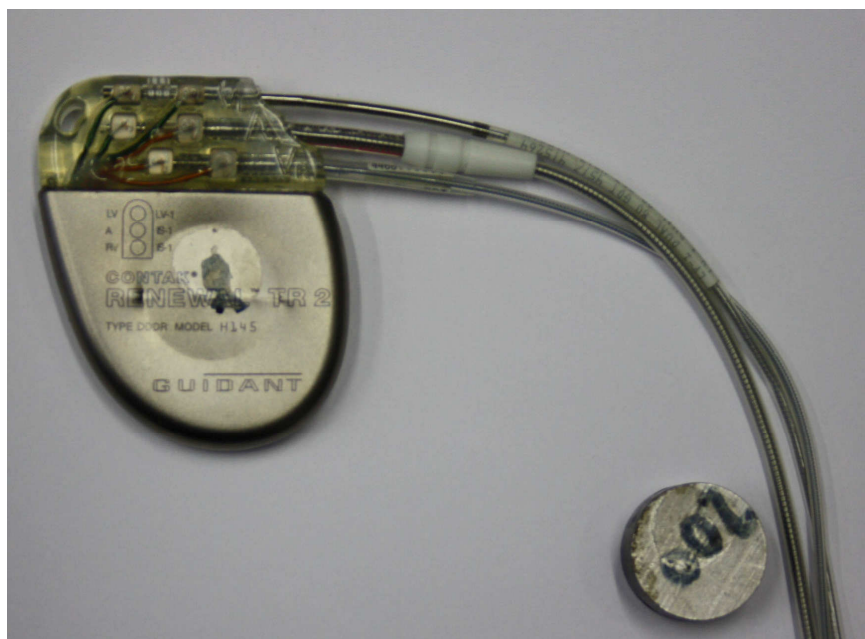


Obr. 2.6 Záznam stimulovaného rytmu při naprostém výpadku signálu. Tento jev nastal při hodnotě síly $F=5920\text{ N}$ a deformaci $\Delta l=1,74\text{ mm}$. Po následném odlehčení lze pozorovat postupný návrat stimulovaného rytmu do původního stavu. Tuto zátěž si lze představit jako působení bezpečnostního pásu při sedminásobném přetížení 80kg jedince.

Při dalším zatěžování se tedy amplituda impulsů neměnila, ovšem došlo k úplnému vymizení stimulovaného rytmu. Při zatížení $F = 5920\text{ N}$ je tedy kardiostimulátor naprosto nefunkční a nelze předpokládat, že se jeho funkčnost ještě změní při dalším zatěžování.

Měření bylo v tomto momentu ukončeno a došlo k odlehčení pokusného vzorku.

Překvapením bylo, že zpětný průběh tohoto zatěžování tedy průběh odlehčování má na funkčnost stejný vliv jako jeho zatěžování. Po mírném odlehčení se objevil stimulovaný rytmus, ovšem při už zmíněné pokleslé amplitudě a výskytem sekundárního impulsu. Po dalším odlehčování se vrací do normálu jak amplituda, tak stejně mizí nežádoucí sekundární kmit. Po dostatečném odlehčení nelze ze záznamu rozpoznat rozdíl mezi stimulovaným rytmem před zahájením pokusu a po ukončení pokusu. Kardiostimulátor se tedy zdá plně funkční i přes okem rozpoznatelné plastické deformace na pouzdru. (viz. obr.2.7)



Obr. 2.7 Kardiosťimulátor po experimentu, na pouzdrě jsou znatelné plastické deformace od zatížení destičkou. V pravé části obrázku zatěživací destička.

2.1.5 Závěr měření

Toto měření bylo nezbytně nutné doplnění hodnot pro tvorbu výpočtového modelu. Bez tohoto měření by se nedal považovat výpočtový model za věrohodný a nebyly by známa zatížení pro simulaci podmínek pro mezní funkčnost kardiosťimulátoru. Toto měření úzce souvisela se zadáním práce, zejména zjištění kritických hodnot mechanických zátěžových stavů pro poruchu přístroje.

2.2 Měření s cílem zjištění materiálu pouzdra pomocí atomové emisní spektrometrie

Ke tvorbě modelu mimo okrajových podmínek a geometrie je třeba znát i materiálové vlastnosti pouzdra kardiosťimulátoru. Okrajové podmínky vyplývají z měření, které bylo popsáno v kapitole 2.1. Tvorba geometrie je popsána v kapitole č. 3.2

K určení materiálu byla zvolena metoda atomové emisní spektrometrie použitím budící jiskry. Jedná se optickou metodu analytické chemie, kde převedení zkoumaných prvků do plynné fáze (většinou vysokou teplotou přes $T = 2000 \text{ K}$ až po $T = 10000 \text{ K}$) vykazuje určitý optický charakter. Tato optická spektra pak lze měřit a interpretovat pomocí spektroskopu, kde poloha čáry určí kvalitu prvku tj. druh prvku a intenzita určí kvantitu tedy zastoupení tohoto prvku ve zkoumané části.[8]

Funkce tohoto atomového emisního spektrometru pak vypadá následovně. Atomy zkoumaného vzorku jsou pomocí budícího zdroje převedeny do fáze volných atomů, tedy plynné fáze, což působí jako zdroj záření. Toto emisní záření pak prochází soustavou optických čoček a hranolů pro rozložení do spektra, které je pak zachyceno spektroskopem. Zachycené spektrum je pak analyzováno a porovnáváno s tabelovanými hodnotami, což určí druh i zastoupení prvku ve zkoumaném vzorku.[8]

Z experimentu této atomové emisní spektrometrie na rozřezaném pouzdru kardiostimulátoru bylo zjištěno, že zde má největší a zároveň i jediné zastoupení titan. Zastoupení tohoto prvku v materiálu pouzdra bylo určeno jako 99,63%. Zanedbatelný zbytek lze považovat za chybu vzniklou při měření. Materiál pouzdra je homogenní a není ani slitinou titanu, ale je zpracováním samotného čistého titanu. Vzhledem k tomu, že tabelované hodnoty materiálových konstant titanu lze snadno dohledat, je této skutečnosti pak je využíváno při nastavování materiálových vlastností modelu vnějšího pouzdra bez dalších mechanických zkoušek.

2.2.1 Závěr měření.

Atomová emisní spektrometrie je univerzálním způsobem v analytické chemii pro určení druhu a zastoupení prvků ve zkoumaném vzorku. Budících zdrojů je mnoho, v tomto případě bylo zvoleno buzení jiskrou. Jako každé měření, i toto je zatíženo chybou. Protože je naměřené procentuální zastoupení téměř stoprocentní, lze vyloučit cílený výskyt jakýchkoliv jiných prvků v pouzdře.

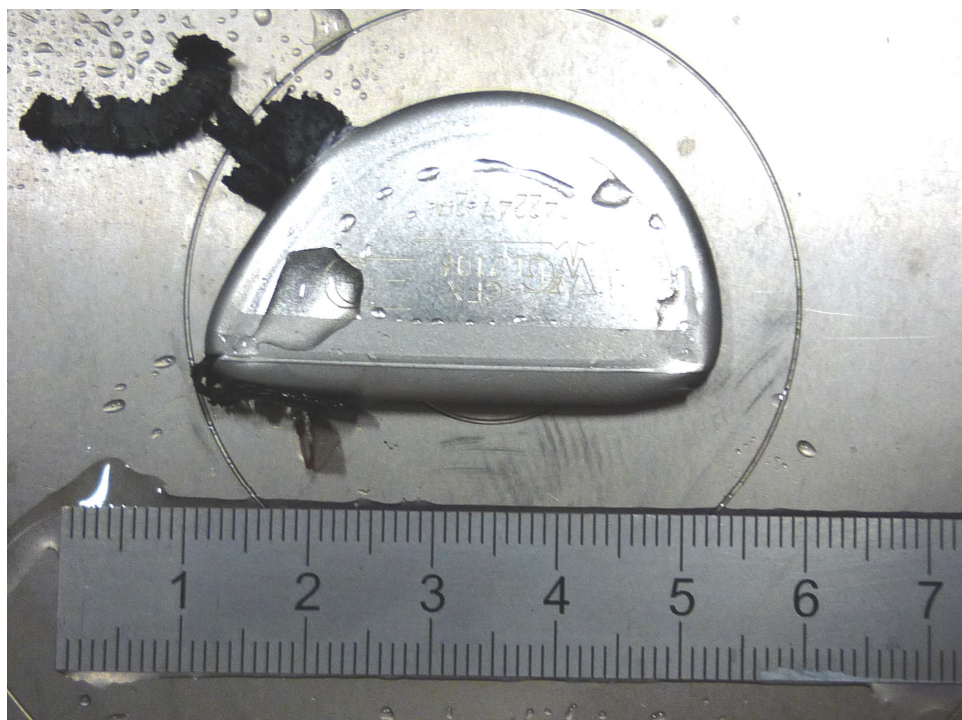
2.3 Experiment pro zjištění materiálových vlastností baterie kardiostimulátoru

Jak bylo zjištěno, stěžejní roli při deformaci pouzdra má baterie, která zaujímá téměř polovinu vnitřního objemu pouzdra kardiostimulátoru. Kvůli bezpečnosti bylo rozhodnuto, že baterie bude modelována jako izotropní 3D solid celek. Vnitřek baterie je totiž toxický a zvolený způsob dokázal předcházet rizikům kontaminace. Dále zde bylo nebezpečí exploze, ke které již došlo při dřívějších měřeních otevřeného kardiostimulátoru.

Pro navržení baterie jako jednoho celku je pak nutné určit mechanické vlastnosti. Konkrétně pak nahradit skutečné vlastnosti jedním modulem pružnosti a Poissonova čísla. Jednoznačnou metodou ke zjištění těchto vlastností je tahová zkouška. Protože uchycení baterie k zatížení

tahovou silou nebylo možné, a taky z důvodu předpokládaného možného zatížení kardiostimulátoru byla zvolena tahová zkouška tlakovou silou.

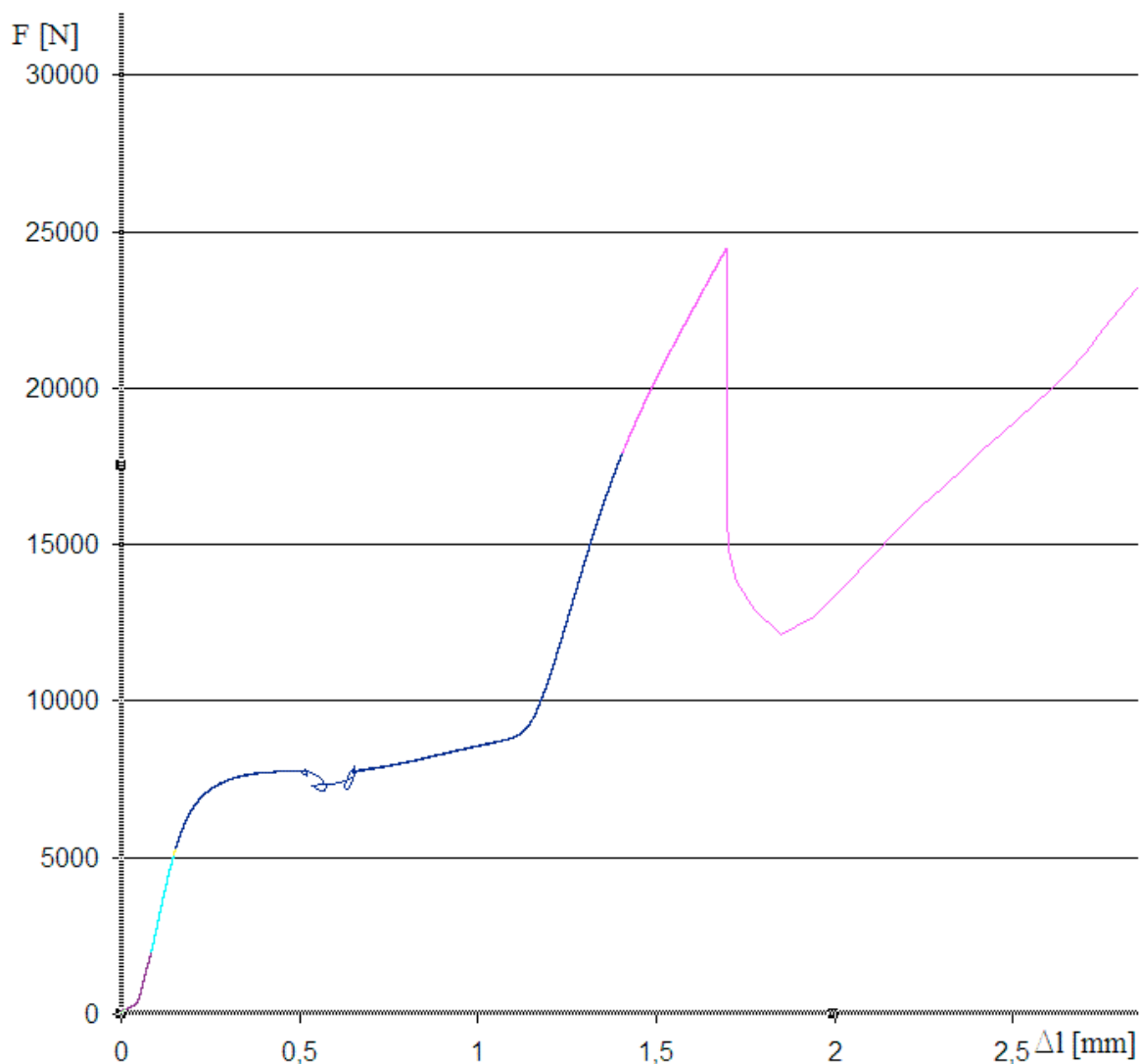
Zatěžovanou oblastí byla zvolena celá rovná plocha baterie. Zkouška byla realizována tak, aby byl průběh závislosti síly na deformaci dostatečně znám pro určení mechanického chování baterie. (viz. obr.2.8)



Obr. 2.8 Obrázek vyjmuté baterie po provedeném experimentu. Na viditelnou plochu na obrázku byla realizována při experimentu zátěž ve směru normály této plochy.

Vzhledem k tomu, že k měřicímu přístroji byl připojen počítač, data byla získána ve formě tabulky, a to jako závislost síly na deformaci, stejně tak byl při měření vytvářen graf této závislosti.

Začátek tohoto grafu (v rozsahu síly cca. $F = 1000 \div 6000$ N) připomíná diagram klasické tahové zkoušky. Tato část lze považovat za lineární a je ukončena mezí kluzu a další oblasti plastických deformací. Větší deformace vykazují sice složitější závislost síly na těchto deformacích, nicméně vzhledem k tomu, že při experimentu zatěžování kardiostimulátoru bylo zjištěno, že na baterii nebude působeno silou větší než $F = 6000$ N, lze použít jen tu část závislosti, která nepřekračuje tuto hodnotu.



Obr. 2.9 Graf závislosti síly na deformaci při experimentu pro určení Youngova modulu pružnosti této součásti. Zeleno-modrou je označena pseudolineární oblast grafu, modrou pak oblast plastických deformací, světle fialovou pak oblast dalších už nepopisovaných deformací.

Jak je patrné z grafu (viz. obr. 2.9) hodnota $F = 6000\text{N}$ se vyskytuje v oblasti, kde je závislost již lineární. Lineární závislosti umožňuje použití Hookeova zákona pro určení mechanických vlastností baterie ve výpočtovém modelu. Tímto předpokladem se výpočet značně zjednoduší. Jde o metodu přibližnou, která však umožnila tvorbu modelu.

Protože se při experimentu došlo k plastickým deformacím, lze považovat tento pokus za destruktivní a nelze provádět další nezávislé testy na stejném vzorku, tedy další měření ke zjištění materiálových vlastností. Vlastní kardiostimulátor je velmi drahý a k měření byly k dispozici pouze 2 vzorky. Kardiostimulátory jsou totiž plně recyklovatelné a jakákoliv destrukce tuto recyklaci znesnadňuje. Z výše uvedených důvodů bylo provedeno jen jedno měření s cílem zjištění jediného parametru, tedy modulu pružnosti v hlavním směru

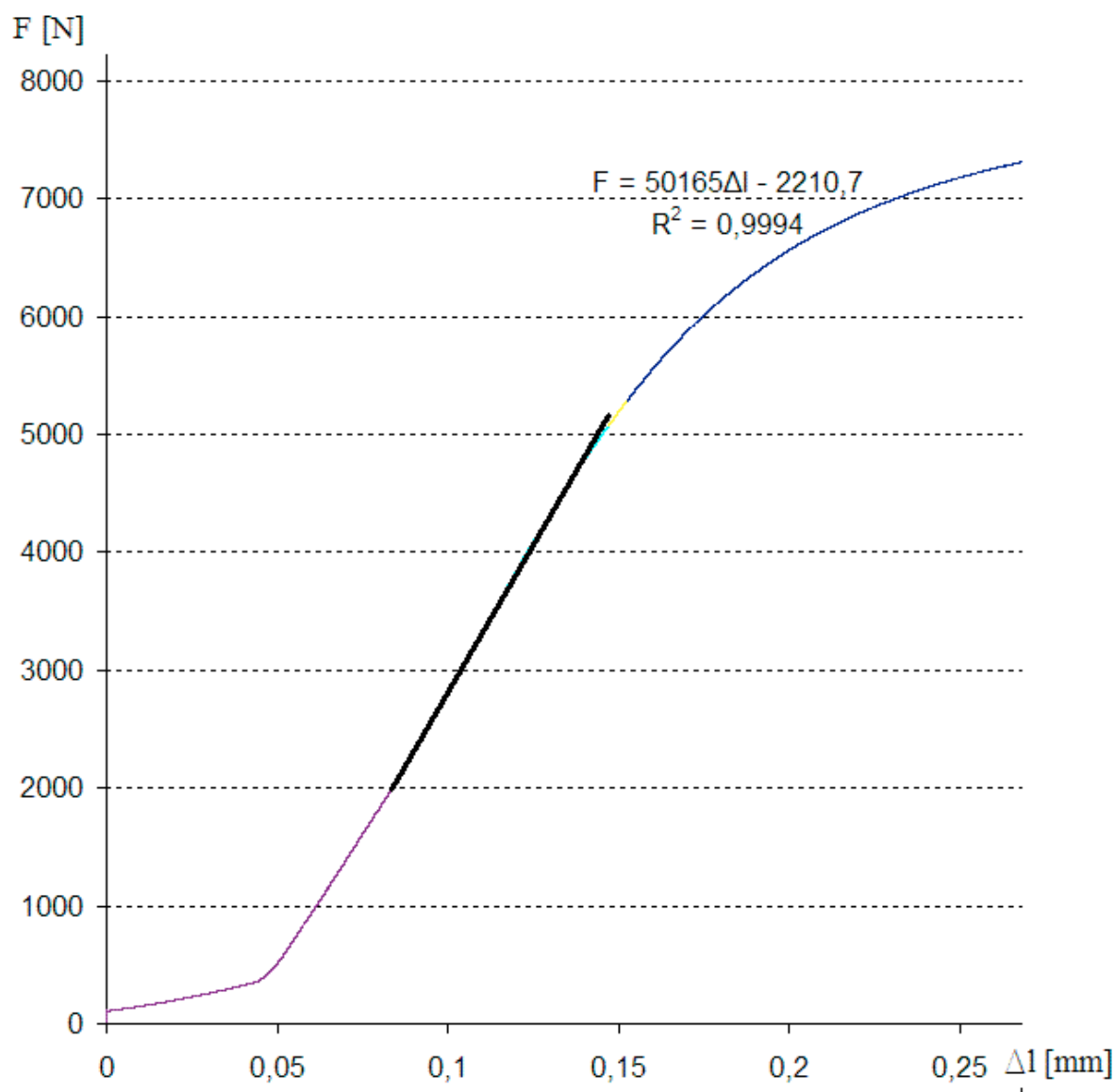
deformace. Vzhledem k výše uvedeným skutečnostem bylo nutno použít při výpočtu model izotropního materiálu.

Kvůli omezenému počtu vzorků nebylo možné provést experiment pro zjištění Poissonova čísla, které by dokázalo popsat tuto vlastnost náhradního modelu baterie. Tato hodnota je však pro výpočtu nutná. Na druhou stranu bylo možné konstatovat, že vzhledem ke tvaru baterie, nemá zásadní vliv. Baterie je v zatěžovaném směru tenká a nebylo nutné předpokládat velké deformace ve směrech kolmých na modelovanou zátěž. Tento předpoklad pak potvrdil i samotný experiment pro zjištění zmíněného modulu pružnosti této součásti.

Lithium-polymerová baterie je zapouzdřena v kovovém obalu. Těchto poznatků bylo využito při odborném odhadu hodnoty Poissonova čísla. Hodnota byla určena $\mu = 0,32$

2.3.1 Určení modulu pružnosti

Použití Hookeova zákona pro izotropní materiál vyžaduje dvě materiálové konstanty. Poissonovo číslo a Youngův modul pružnosti v tahu. Tento modul pružnosti je pak hledanou konstantou v závislosti získané pomocí experimentu. Ve zkoumané oblasti se závislosti jevíly naprosto lineární (viz. obr.2.10), přesto z důvodů větší přesnosti je provedena lineární regrese těchto dat pomocí tabulkového procesoru, ve kterém byla data získána. Využitím zobrazení rovnice regresní přímky byla z předpisu získána směrnice této přímky. Jelikož modul pružnosti je zároveň směrnici přímé lineární části tahové zkoušky, byl tento předpoklad využit i pro tento experiment. Regresí získaná směrnice je v tomto případě sice tuhostí v tlačném směru, ale při znalosti geometrie baterie bylo snadné tuto tuhost přepočítat na Youngův modul pružnosti ve směru zatížení.



Obr. 2.10 Graf pseudolinární oblasti závislosti síly na deformaci při experimentu s provedenou lineární regresí v tabulkovém procesoru s koeficientem korelace.

Zadaná lineární regrese vyšla tedy jako přímka s předpisem $F = 50165\Delta l - 2210,7$

Přičemž korelační koeficient této regrese je $R^2 = 0,994$

Vzniklá chyba touto regresí je dostatečně zanedbatelná a vypočtená regrese lze použít při aplikaci materiálových konstant do modelu.

Spočítanou směrnici tedy tuhostí je $k = 50165 \text{ N / mm}$

Tuto tuhost je nutno přepočítat na Youngův modul pružnosti. Pomocí známé změřené geometrie baterie, kdy byla známa zatěžovaná plocha jako $S = 561 \text{ mm}^2$ a délka baterie ve stlačovaném směru jako $\Delta l = 6 \text{ mm}$, tuhost byla určena výše.

$$\sigma = E \cdot \varepsilon$$

$$\frac{F}{S} = E \cdot \frac{\Delta l}{l}$$

$$\frac{F}{\Delta l} \cdot \frac{l}{S} = k \cdot \frac{l}{S} = E$$

$$E = 50165 \cdot \frac{6}{561} \doteq 536 \text{ MPa}$$

Rovnice č. 2.11 σ je napětí v tahu, ε poměrné prodloužení, l délka vzorku a E Youngův modul pružnosti.

Hledaný modul pružnosti je tedy $E = 536 \text{ MPa}$

2.3.2 Závěr měření

Pro zjištění materiálových vlastností baterie byly zvoleny metody v souladu s nejnižší finanční náročností, s minimálními požadavky na organizační zajištění měření a požadovanou měřicí techniku. Dále bylo nutno vzít do úvahy toxicitu baterie atd. Proto byl zvolen postup, při kterém byl modul pružnosti baterie tak, že baterie byla považována za izotropní celek. Metodou určení onoho modulu pružnosti ze získaných dat pak byla zvolena lineární regrese tabulkového procesoru, ve kterém byla data získána. Ze zvolené regrese zbývalo jen přepočíst tuto hodnotu na modul pružnosti.

2.4 Měření geometrie baterie a vnějšího pouzdra kardiostimulátoru.

K vytvoření počítačového modelu vnějšího pouzdra v CAD systému bylo nutné změřit přesně rozměry a odhadnout křivky které tvoří onu geometrii pouzdra (viz. obr.2.12). Vzhledem k tomu, že tato geometrie nelze popsat pomocí rovných čar a zaoblení, odhadnutí křivek bylo klíčovým bodem tohoto měření. Výška profilu je po celé délce konstantní, čili rozhodujícím faktorem je 2D náčrt, který by odpovídal skutečnému pouzdru přístroje.



Obr. 2.12 Obrázek nepoškozeného kardiostimulátoru, jehož geometrický model byl vytvářen.

Pro zjištění tloušťky pouzdra a rozměrů baterie bylo nezbytně nutné provést na pouzdru nenávratné změny, konkrétně pak bylo nutné rozřezat pouzdro po obvodu tak, aby nedošlo k poškození baterie. Poloha baterie uvnitř pouzdra totiž nebyla známa. Po rozřezání byla baterie vyjmuta. Rozřezání pomohlo rovněž k určení struktury vnitřních prvků kardiostimulátoru a přispělo tak k návrhu dalších prvků modelu. Kromě zjištění rozměrů těchto dalších prvků, rozřezání také přispělo k možnosti zjištění tloušťky pouzdra.

K tomuto měření nebylo zapotřebí použití žádných strojů ani zařízení, pouze ručních nástrojů, kterými byly:

- Ruční posuvné měřidlo pro určení základních rozměrů.

- Ruční mikrometr pro určení tloušťky pouzdra.
- Ruční pila s plátkem na železo pro rozřezání pouzdra
- Svěrák pro uchycení kardiostimulátoru při řezání.

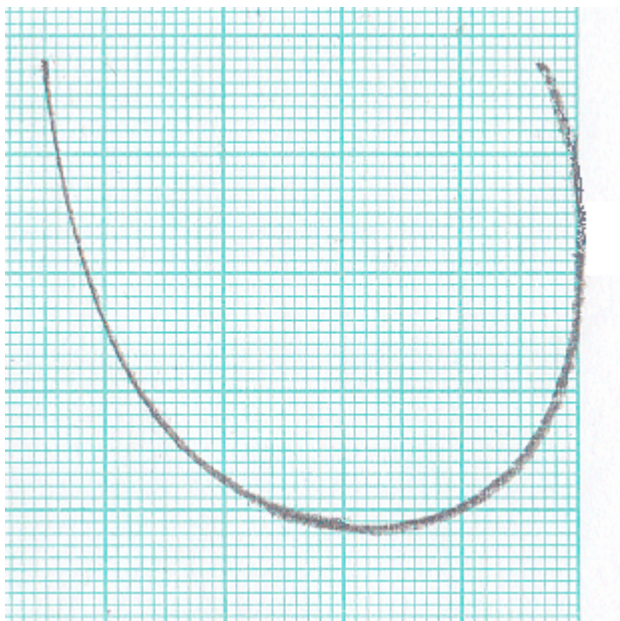
Měření pouzdra proběhlo ve třech fázích:

- Zjištění důležitých rozměrů pomocí měřidel
- Rýsování odpovídajícího náčrtu na milimetrový papír.
- Rozřezání pouzdra a zjištění jeho tloušťky

Mezi nejdůležitější rozměry patří konstantní výška profilu pouzdra, dále maximální vzdálenost od konektoru kardiostimulátoru a největší délka v kolmém směru na tento směr.

Všechny tyto rozměry byly určeny pomocí ručního posuvného měřidla a tyto rozměry pak zapsány pro použití při rýsování 2D náčrtu.

Při tvorbě rýsovaného 2D náčrtu na milimetrový papír bylo nejdůležitější určení křivek, které tento tvar tvoří. Základ tvoří úsečka styku pouzdra kardiostimulátoru s pryžovým konektorem. Odtud byla pak nanesena maximální vzdálenost. Pomocí porovnávání samotného pouzdra a soustavy křivítek pak byly narýsovány křivky tvořící náčrt. Pro kontrolu pak sloužila ona změřená šířka a po rozřezání i samotné pouzdro.



Obr. 2.13 Obrázek 2D náčrtu geometrie kardiostimulátoru na milimetrovém papíru. Z toho náčrtu vychází náčrt v CAD systému.

Po opatrném rozřezání samotného pouzdra ruční pilou byla vyjmuta baterie pro změření rozměrů, změřena byla také tloušťka pouzdra na různých místech, která se poté ukázala jako konstantní. Rozřezané pouzdro na dvě části posloužilo kromě zjištění stavby a samotných nosných prvků uvnitř pouzdra také k lepší kontrole rozměrů a náčrtu.

Baterie je uvnitř kardiostimulátoru uložena na těсно k pouzdru pomocí plastových přípravků vymezujících vůli v zaoblení. Tvorba modelu baterie pak díky této skutečnosti byla jednodušší při použití funkce ekvidistanty v CAD systému, samozřejmě s kontrolou rozměrů.

Při návrhu modelu byly použity i plastové součásti mající mechanickou funkci žeber. Pro správné vytvoření geometrie těchto součástí bylo nezbytně nutné měření polohy a základních rozměrů těchto polymerových žeber. Byly změřeny jen základní rozměry, protože jsou tato žebra lisována tak, aby nedošlo ke ztrátě jejich tvaru. Toto je pak podrobněji popsáno v kapitole č.3.2.3.

2.4.1 Závěr měření.

Ruční měření bylo nejjednodušší a nejlevnější metodou jak určit rozměry potřebné pro tvorbu geometrie. Rovněž se ukázalo nezbytným poškodit pouzdro pro jednoznačné určení vnitřní stavby kardiostimulátoru a pro určení tloušťky stejně jako rozměrů dalších důležitých vnitřních prvků.

3 Návrh modelu

Cílem této práce je navržení takového výpočtového modelu, který by odpovídal mechanickému chování skutečného kardiostimulátoru. Výpočet a simulace zatížení je jednodušší a méně finančně nákladné než mechanické zkoušky na skutečných přístrojích. Pro kontrolu tohoto výpočtového modelu bylo nutné provést měření konkrétního případu zatížení skutečného přístroje. Získané hodnoty jsou pak využity k tvorbě modelu. Výsledek výpočtu je pak porovnáván se skutečnými naměřenými hodnotami.

Návrh samotného modelu byl realizován v systémech CAD a zejména pak ve výpočtových softwarech na bázi metody konečných prvků. Volba této metody spočívala zejména v její univerzálnosti při řešení těchto případů. Pro použití analytických výpočtů je geometrie pouzdra příliš složitá.

3.1 Volba softwaru

Při návrhu modelu byl použit výpočtový software MSC Patran for MD Nastran, který umožňuje rovněž tvorbu geometrie, ovšem pro větší jednoduchost a rychlejší úpravy geometrického modelu, byl použit CAD software s možností přesunu do softwaru výpočtového.

Výpočtové softwary se skládají z tzv. preprocesorů, kde se provádí příprava dat pro samotný výpočet. V tomto případě je v preprocesoru importována a upravována geometrie, přidávány do databáze materiálové vlastnosti jednotlivých prvků a jsou zde nastavovány okrajové podmínky, stejně tak je zde prováděna diskretizace úlohy na síť konečných prvků. Všechny tyto postupy jsou podrobněji popsány níže. Dále jsou tyto softwary vybaveny samotným výpočtovým programem, který je většinou nejrozsáhlejší částí celého softwaru. Po vypočtení hodnot jsou výsledky importovány do tzv. postprocesoru, kde probíhá interpolace vypočtených výsledků a vizualizace těchto vypočtených dat. V tomto případě je využito stejného softwaru při všech třech částech výpočtu pomocí MKP.

Tyto tři postupy lze často kombinovat v různých softwarech či některé kroky vypustit. Některé softwary je však navrženy tak, že pre i post procesor jsou integrovány do jednoho softwaru, přičemž ve většině případů je do softwaru integrován samotný výpočet a přechod mezi jednotlivými procesory je sotva znát.

Podrobný popis návrhu výpočtového modelu

Výpočtový model se skládá z těchto částí:

- Geometrie modelu odpovídající skutečným rozměrům a tvaru
- Materiálové vlastnosti a nastavení konečných prvků
- Okrajové podmínky zatíženého modelu
- Vlastní rozdělení modelu na konečné prvky a vytvoření sítě těchto prvků
- Nastavení výpočtu a jeho realizace.
- Výsledky výpočtového modelu

3.2 Tvorba geometrie

V metodě konečných prvků je základem pro jakoukoliv další práci právě geometrie výpočtového modelu. Základem tedy bylo vytvořit geometrii odpovídající skutečnému kardiostimulátoru. Při tvorbě modelu bylo nutno zvážit, které části skutečného kardiostimulátoru lze zanedbat aniž by došlo ke změně mechanických vlastností při zatěžování. Některé z těchto částí lze zanedbat, nelze však zanedbat jejich kryty, které mají vliv na mechanické vlastnosti kardiostimulátoru. V kapitole č. 2.4 je popsán způsob, jakým byl zjištěn obsah pouzdra. V pouzdru je zakrytovaný plošný spoj s elektronickými součástkami, baterie zabírající více než polovinu vnitřního objemu, a také plastové části vymezující vůli baterie v pouzdru, zajišťující její uložení, stejně tak funkci žeber uvnitř pouzdra.

Ve finálním modelu je použito tří prvků:

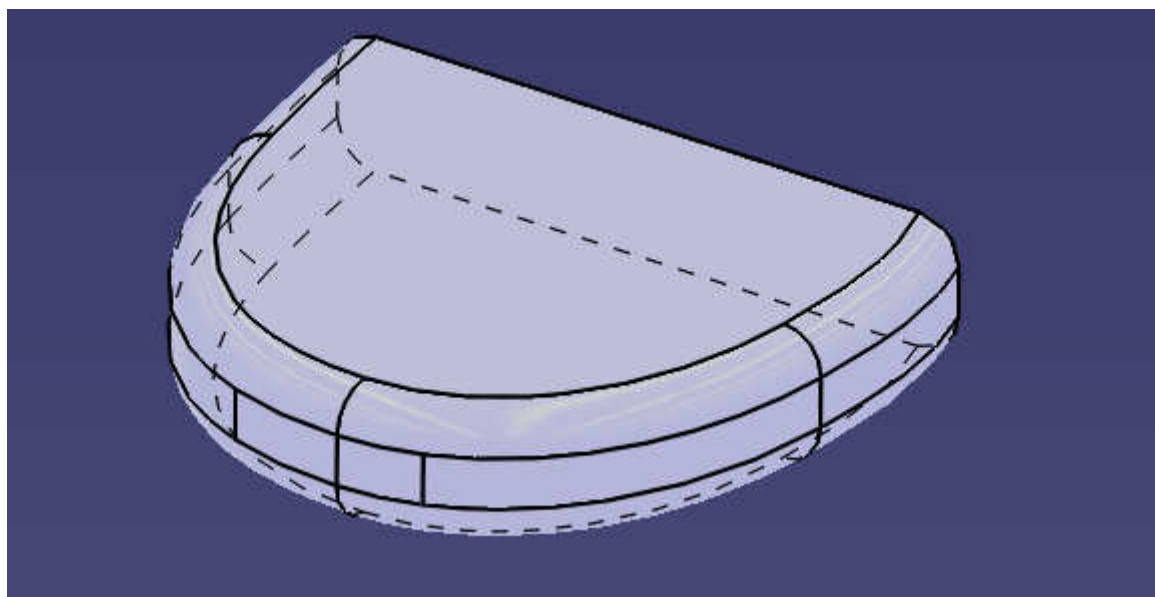
- Vnější pouzdro jako skořepina
- Baterie jako 3D těleso
- Zjednodušená plastová žebra jako 2D skořepina

3.2.1 Návrh vnějšího pouzdra.

Z měření bylo zjištěno, že pouzdro je homogenním tělesem z jediného materiálu. Kromě tohoto je při návrhu vnějšího pouzdra důležitým poznatkem fakt, že se jedná o součást s malou tloušťkou. Lze tedy využít této vlastnosti a modelovat vnější pouzdro jako skořepinu. Pro vytvoření modelu skořepiny je nutno tedy vytvořit pouze plochy místo celého tělesa. Modelování ploch je výhodné nejen z důvodu zjednodušení a následnému zrychlení výpočtu, ale také i diskretizace této geometrie bude přesnější při síťování ploch, než by bylo síťování trojrozměrného tělesa.

V kapitole č.2.4 měření je popsáno získání 2D náčrtu pro vytvoření modelu. Tvar pouzdra kardiostimulátoru byl vytvořen v CAD systému. Při 2D náčrtu je použita jedna rovná čára v místě nalepení konektoru. Zbývající čáry jsou parametrickými křivkami, každá určená třemi body a v každém z krajních bodů tečnou určující její směr v krajních bodech.

Po ukončení tvorby náčrtu je tento profil vytažen změřenou výškou a odpovídající hrany zaobleny změřeným poloměrem (viz. Obr. 3.1). Tento vytvořený model je pak exportován do parasolid formátu, který je nejpřesnější pro import do výpočtového softwaru. Vytvořený náčrt v CAD softwaru slouží pak k jednoduššímu návrhu modelu baterie.



Obr. 3.1 Vnější pouzdro vytvořené jako těleso v CAD systému pomocí vytažení náčrtu a zaoblení hran.

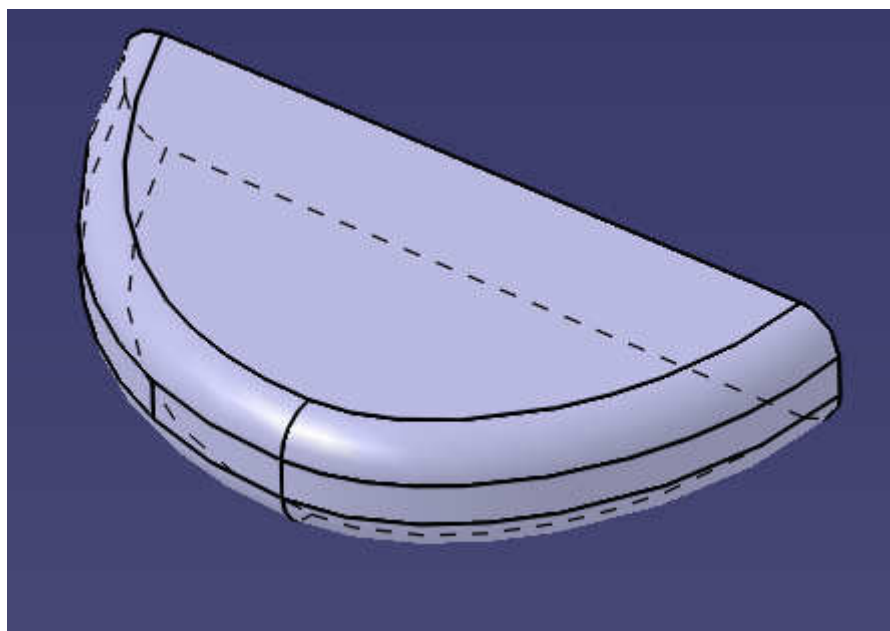
3.2.2 Návrh baterie

Tyto lithium-polymerové baterie vykazují zásadní vliv na deformaci celého kardiostimulátoru. Rovněž jsou největší součástí uvnitř celého kardiostimulátoru, proto se celkový model neobejde bez použití baterie jako výpočtového prvku. Vzhledem k riziku toxicity obsahu baterie a nesnadného určení jejích vnitřních částí je tato baterie modelována jako trojrozměrné kontaktní těleso uvnitř pouzdra. Při použití tohoto postupu je nezbytně nutné nahradit vlastnosti baterie jedním modelem izotropního materiálu. Důvody jsou podrobněji popsány v kapitole č.2.3.

Tvorba geometrie samotného modelu byla stejně jako pouzdro realizována v CAD systému a poté importována do výpočetního softwaru. Vzhledem k tomu, že baterie je těsně uložena ve

vnějším pouzdru a její vůle v pouzdře je vymezena pouze plastovými přípravky o konstantní tloušťce po obvodu, lze při tvorbě geometrie využít již vytvořeného náčrtu pouzdra a vytvořit náčrt baterie pomocí funkce ekvidistanty.

Stejně jako vnější pouzdro je tento náčrt vytažen a odpovídající rozměry zaobleny podle skutečné baterie (viz. obr. 3.2). Stejně tak byl model této geometrie uložen a exportován do parasolid formátu pro import do výpočtového softwaru.



Obr. 3.2 Model baterie v CAD systému. Část náčrtu vytvořena využitím náčrtu pouzdra a konstantní vzdáleností mezi nimi.

3.2.3 Návrh zjednodušených žeber

Jak bylo zmíněno, uvnitř pouzdra kardiostimulátoru se vyskytují i plastové části, které zde mají jistý vliv. Jeden z těchto vlivů je popsán v návrhu baterie. Tyto plastové části vymezují nejen vůli baterie, ale jsou použity i v místech elektronických součástek a chrání je před deformacemi a možným poškozením.

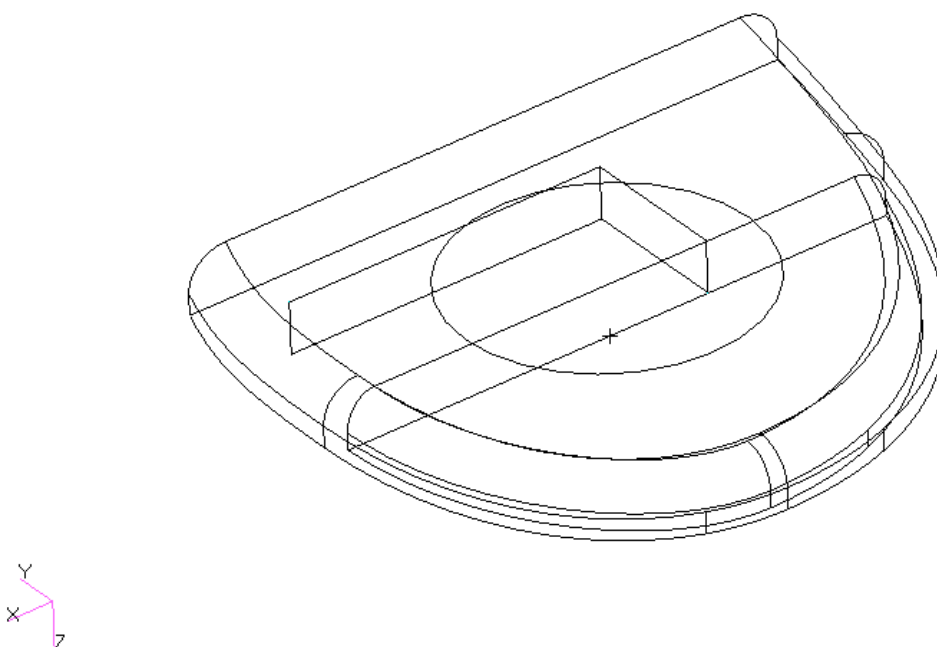
Při tvorbě modelu žeber bylo nutné uvážit a zhodnotit jejich možný vliv na deformaci pouzdra. Profily těchto žeber jsou navrženy tak, aby byla co nejlépe zamezena ztráta jejich tvaru. Vliv na deformaci vnějšího pouzdra má však i jejich umístění ve vnitřku pouzdra. Ačkoliv jejich profilem není přesný obdélník kvůli zamezení ztráty stability tvaru, jsou tato žebra jsou tenká a lze pro jejich návrh ve výpočtovém modelu použít podobné předpoklady jako pro návrh vnějšího pouzdra, konkrétně pak použití dvojrozměrných elementů. Tímto

dojde ke značnému zjednodušení výpočtu, přičemž chyba vzniklá nahrazením této geometrie za dvojrozměrnou nebude natolik závažná, aby ovlivnila celkové výsledky pouzdra.

Pro návrh jsou tedy vybrána dvě plastová žebra s největším vlivem na deformaci pouzdra. Obě dvě splňují symetrickou podmínku, se kterou se uvažovalo na samotném začátku tvorby tohoto výpočtového modelu. Jedná se o geometrii velice prostou. K návrhu každého z žebířků je použit obdélník popisující jejich tvar. K vytvoření každého z žebířků je tedy nutné znát pouze polohu dvou krajních bodů. Z tohoto důvodu byla tato geometrie vytvořena přímo ve výpočtovém softwaru bez importu z CAD systému.

3.2.4 Využití symetrie

Jednou z často používaných metod při zjednodušování výpočtu je využití symetrických vlastností modelu. Využití každé z rovin symetrie přinese nejen snížení počtu elementů, ale v tomto případě pomůže i při aplikaci okrajových podmínek. Po vložení geometrických modelů do výpočtových softwarů lze vytvořit dělicí rovinu uprostřed výšky profilu. Touto rovinou je celý model včetně vnitřních prvků rozdělen na dvě části a všechny následující kroky se týkají jen jedné z těchto dvou částí.



Obr. 3.3 Konečný geometrický model ve drátovém zobrazení po importu geometrie, rozřezání v důsledku symetrie a dotvoření plastových žebířků včetně kruhové plochy pro aplikaci zátěže.

3.3 Přiřazování vlastností konečných prvků

Pro vytvoření výpočtového modelu bylo nezbytně nutné znát materiál, jehož chování je výpočtem nahrazováno. Obecně je materiál složitou strukturou, k jejíž popsání je nutno znát mnoho určených závislostí. Mnoho materiálů však vykazuje vlastnosti stejné v různých osách, či některé dokonce ve všech osách. Právě v tomto případě lze této vlastnosti - izotropie využít. Tento předpoklad má velký význam. Výroba kardiostimulátorů je finančně velice nákladná a pro zkoumání byly k dispozici pouze 2 kusy. Z výše zmíněných důvodů nemohl být získán dostatek dat pro výpočty plastických deformací. Byl proto zaveden zjednodušující předpoklad, a sice výpočet v oblasti pouze elastických deformací, tedy výpočty použitím Hookeova zákona.

V případě titanového pouzdra není třeba jakékoliv náhrady, protože titan v čisté podobě je sám o sobě izotropním materiálem. Zjištění chemického složení titanového pouzdra je popsáno v kapitole č.2.2. Hodnoty potřebných materiálových konstant čistého titanu jsou tabelovány, a proto po zjištění materiálu pouzdra není třeba dalšího měření pro zjištění materiálových konstant. Díky zmíněné izotropie bylo třeba zjistit jen Youngův modul pružnosti a Poissonovo číslo.

Zjištěné hodnoty materiálových konstant titanu jsou tedy:

Youngův modul pružnosti čistého titanu: $E = 110 \text{ GPa}$

Poissonovo číslo čistého titanu: $\mu = 0,34$

Jak již bylo uvedeno, titanové pouzdro je izotropním materiálem, kde jeho materiálové konstanty jsou tabelovány a lze je použít pro výpočet. Již při návrhu geometrie baterie bylo rozhodnuto, že tato baterie bude modelována jako kompaktní trojrozměrné těleso. Důvody jsou vysvětleny v kapitole č. 3.2.2. Tato náhrada má zásadní vliv při určování materiálových vlastností tohoto kompaktního prvku. Přestože nelze předpokládat izotropní chování této části, z důvodu omezeného počtu vzorků nebylo možné získat více dat pro jednoznačné stanovení dalších materiálových konstant pro přesnější popis chování této součásti při zatížení. K tomuto celku byla experimentem zjištěna pouze jedna materiálová konstanta. Byla určena regresí naměřených dat a přepočtem z tahové zkoušky této součásti. Podrobnější postup určení této konstanty je popsán v kapitole č. 2.3.

Takto zjištěnou konstantou je tedy Youngův modul pružnosti baterie: $E = 536 \text{ MPa}$. Tento modul pružnosti byl naměřen ve stejném směru zatěžování, jako při výpočtu samotného modelu. Nejen směr ale charakter této síly byl stejný. Modul pružnosti byl změřen při tlakové síle. Z grafu měření (viz. obr. 2.9) bylo rovněž určeno, že při zatížení silou zadanou v této

práci je závislost síly a deformace téměř lineární. Díky tomuto faktu bylo možné použít tuto náhradu chování celkové baterie a považovat tuto náhradu za dostatečně přesnou pokud nebude aplikována síla, která by přesáhla pseudolineární oblast závislosti síly a deformace baterie.

Druhou nezbytnou konstantou pro možnost náhrady izotropním materiálem je Poissonovo číslo. Tato konstanta byla zjištěna odborným odhadem ze známých vlastností baterie. Její hodnota pak byla stanovena jako $\mu = 0,32$. Tato konstanta pak byla zapsána do databáze materiálů použitých ve výpočtovém modelu. Podrobnější popis získání této hodnoty je popsán v kapitole č.2.3.

Třetí nezanedbatelnou součástí v tomto modelu jsou plastová žebra. Mechanické vlastnosti polymerů závisí zejména na technologii jejich výroby. Nelze tedy předpokládat použití měkkých plastů pro výztuže v pouzdře. Pro návrh modelu takovýchto plastových součástí není tedy stěžejní znalost jejich chemické složení a není tedy třeba experimentů pro zjištění chemického složení těchto součástí. U polymerů jako neizotropních materiálů závisí jejich pevnost na orientaci vůči zátěžné síle. Protože se jedná o tenké části, které jsou zároveň modelovány jako dvojrozměrné prvky, bylo možné použít model izotropního materiálu a to s použitím hodnot ve směru síly, čehož lze předpokládat z jejich stavby a orientace v pouzdře. Hodnoty Youngova modulu pružnosti a Poissonova čísla, které jsou pro tento výpočet nezbytné, jsou tabelovány podle norem pro tyto materiály. Zvolené hodnoty těchto součástí tedy jsou:

Youngův modul pružnosti použitých polymerů: $E = 2100\text{MPa}$

Poissonovo číslo použitých polymerů $\mu = 0,35$

Všechny tyto předpoklady a rozhodnutí byly zahrnuty do vlastního výpočtu. V modelu jsou zahrnuty vlastnosti těchto materiálů:

- Titan jako izotropní materiál se zadáním tabelovaných hodnot Youngova modulu pružnosti a Poissonova čísla.
- Materiál baterie rovněž jako izotropní, kvůli výše uvedených skutečnostech. Zadán je přepočtený Youngův modul pružnosti a určené Poissonovo číslo.
- Plast jako izotropní materiál s tabelovanými hodnotami Youngova modulu pružnosti a Poissonova čísla.

Všechny tyto materiály jsou pak uloženy v databázi materiálů pro tento výpočtový model.

K samotnému výpočtu pouze popsání materiálových vlastností zadaných součástí nestačí. Softwary pro numerický výpočet metodou konečných prvků používají pro výpočet předdefinované elementy, které se přiřazují už v preprocesorech při diskretizaci a nastavování vlastností elementů. Toto nastavení je rovněž nutné učinit z důvodu výskytu různých druhů geometrií v modelu. Vlastnosti jsou aplikovány na geometrii a vážou se pak na konečné prvky na ní vytvořené.

3.3.1 Nastavení vlastností pouzdra.

V případě modelování pouzdra jako trojrozměrného tělesa by byly všechny rozměry už určeny v geometrii. Vzhledem k tomu, že pouzdro bylo modelováno z dvojrozměrných ploch, chybí zde nezbytný údaj o tloušťce této součásti. Tato tloušťka byla změřena ručně pomocí mikrometru. Podrobnější postup při určení této hodnoty je popsán v kapitole č.2.4 měření geometrie baterie a vnějšího pouzdra kardiostimulátoru. Její hodnota je konstantní na celém pouzdru $t = 0,3$ mm. Druhou nezbytnou vlastností při určení vlastnosti prvků je přiřazení odpovídajícího materiálu. V předchozí kapitole byl popsán postup vytvoření databáze materiálů a jejich vlastností, které byly používány v tomto výpočtovém modelu. Přiřazení materiálových vlastností je pak odkázáno na tuto databázi. Zde konkrétně na materiál titan. Protože pouzdro je homogenní a konečné prvky tohoto pouzdra budou mít stejné vlastnosti, jsou zmíněné vlastnosti pouzdra pak aplikovány na všechny jeho geometrické plochy. Tímto jsou popsány materiálové vlastnosti konečných prvků použitých při výpočtu vnějšího pouzdra.

3.3.2 Nastavení vlastností baterie.

Baterie je navržena jako trojrozměrné kompaktní těleso. Vzhledem k této náhradě skutečné baterie za jedno homogenní izotropní těleso, všechny konečné prvky vytvořené z geometrie této baterie budou mít i stejné vlastnosti. Materiál už definován byl, stejně tak jeho mechanické konstanty, proto zbývá pouze přiřadit tento materiál této geometrii. Toto nastavení plně popíše mechanické chování celku baterie v tomto výpočtovém modelu.

3.3.3 Nastavení vlastností plastových žeber.

Již při tvorbě geometrie těchto součástí bylo rozhodnuto pro návrh těchto žeber použití dvojrozměrných prvků. Nastavení těchto prvků zde použitých pak musí být v souladu s touto geometrií. Při tvorbě geometrie došlo k částečnému zanedbání jejich nepravidelných profilů

z důvodu zjednodušení výpočtu. Protože se v tomto výpočtu jedná o lineárně statickou analýzu, nebylo nutné zabývat se možnostmi ztráty stability tvaru. Žebra byla tedy namáhána pouze na tlak a plní tak i svou skutečnou funkci i v tomto modelu.

Do vlastností prvků použitých při výpočtu této součásti je nutno zadat jejich tloušťku. Ta byla určena společně s měřením jejich rozměrů. Jedná se tedy o hodnotu $t = 1,5 \text{ mm}$ v obou případech a tato hodnota je po celé jejich délce konstantní. Materiálem pro tuto součást je polymer vytvořený v databázi materiálů.

Aplikační oblast	Materiál	E	μ	Tloušťka	Výpočtové prvky
Vnější pouzdro	Izotropní	110000 MPa	0,34	0,3 mm	2D skořepina
Baterie	Izotropní	536 MPa	0,32	-	3D těleso
Plastová žebra	Izotropní	2100 MPa	0,35	1,5 mm	2D skořepina

Tabulka 3.4 Shrnutí použitých prvků a jejich vlastností

3.4 Okrajové podmínky

S vytvořenou geometrií a přiřazenými materiálovými vlastnostmi bylo popsáno mechanické chování. Pro realizaci modelu bylo dále nutné nastavit konkrétní zátěžový stav, který byl počítán. Nastavení bylo rovněž nutné pro samotné uskutečnění výpočtu MKP.

Konečnoprvková úloha má řešení jen tehdy, jsou-li matematicky popsány všechny stupně volnosti úlohy.

Zvolený zátěžový stav v modelu byl zvolen s ohledem na podpůrné měření kardiostimulátoru kvůli možnosti porovnání výsledků výpočtového modelu se skutečnými, měřenými hodnotami. Vzhledem k univerzálnosti preprocesorů lze řešit více zátěžových stavů najednou. Tohoto je pak využíváno pro kontrolu modelu. Jsou zvoleny tedy dva zátěžové stavy. Druhý je použit pro lepší kontrolu výpočtu s naměřenými hodnotami. Důvody aplikace této zátěže jsou popsány podrobněji v kapitole č. 4.7.2. Zatížená geometrie byla ve všech případech stejná, stejně tak vazby a uchycení modelu. Hodnoty narůstají postupně, až ke krajnímu zatížení, při kterém již docházelo k poruchám funkce kardiostimulátoru.

Již při tvorbě geometrie výpočtového modelu byly zmíněny hlavní výhody a důvody použití vlastnosti symetrie tohoto modelu. Pro použití symetrie je nutno zachovat i symetrii okrajových podmínek. Vzhledem k tomu, že tento model vycházel ze zátěžového stavu při měření, kde byly k oběma stranám přilepeny stejné destičky, přičemž jedna setrvala ve své

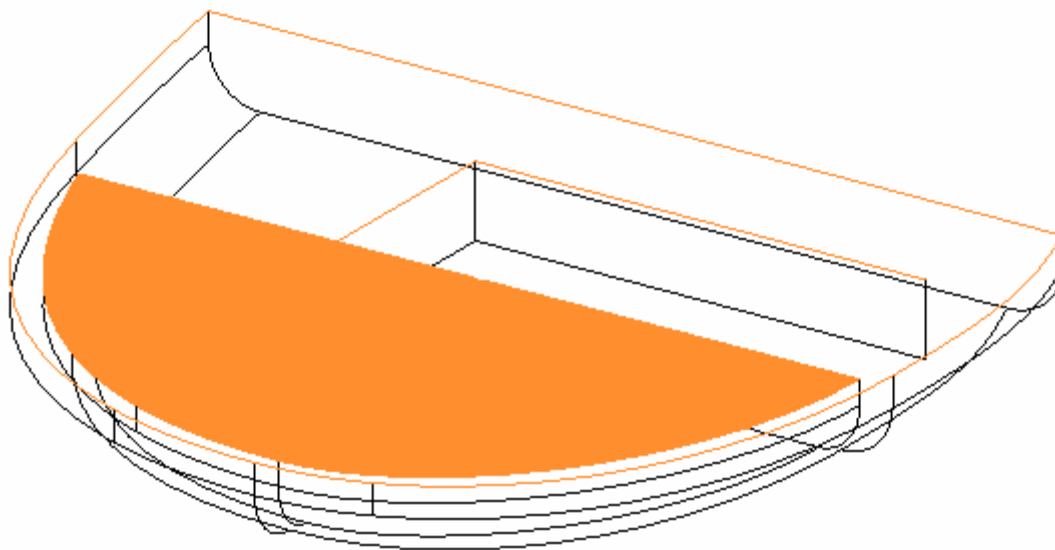
poloze a druhá byla tlačena na pouzdro, symetrie byla zachována. Jedna strana byla tedy vetknuta a druhá tlačena na stejných geometrických celcích. Protože ve vetknutí působí podle Newtonových zákonů reakce o velikosti zatěžující síly, bylo možno tento případ považovat za symetrické okrajové podmínky. Symetrie byla zavedena v rovině půlící výšku profilu kardiostimulátoru. Deformace se tedy realizují na dvakrát menší délce. Shodnosti zatížení polovičního modelu s celým modelem bylo dosaženo pomocí dvojnásobného zvětšení vypočtených deformací ve směru zatížení.

Použitím symetrie nedošlo ke změně jen deformace, která se realizuje na výpočtovém modelu, ale i změně vazeb uchycujících tento model. Softwarové preprocesory umožňují libovolné nastavení vazeb s výběrem kterékoliv geometrie a nastavení stupňů volnosti, na kterých se realizují či zakazují posuvy na zvolené geometrii.

Okrajové podmínky původního celého modelu před použitím symetrie byly tedy:

- Dokonalé vetknutí kruhové plochy, vytvořené na pouzdru v místě přilepení destičky při experimentu
- Zatížení tlakovou silou kruhové plochy, vytvořené na opačné straně pouzdra, rovněž v místě přilepení destičky.

Po úpravě na poloviční model bylo nutno podmínky upravit. Objevuje se nová podmínka, charakteristická při použití symetrie. Při dělení na dvě poloviny nelze předpokládat, že prvky dotýkající se dělící roviny jsou schopny se posouvat za tuto dělící rovinu. Poloha roviny symetrie se totiž mění i při zatížení. Proto je nutno předepsat v místě řezu zákaz posuvů v normálovém směru dělící roviny. Tímto je odebrán jeden stupeň volnosti.



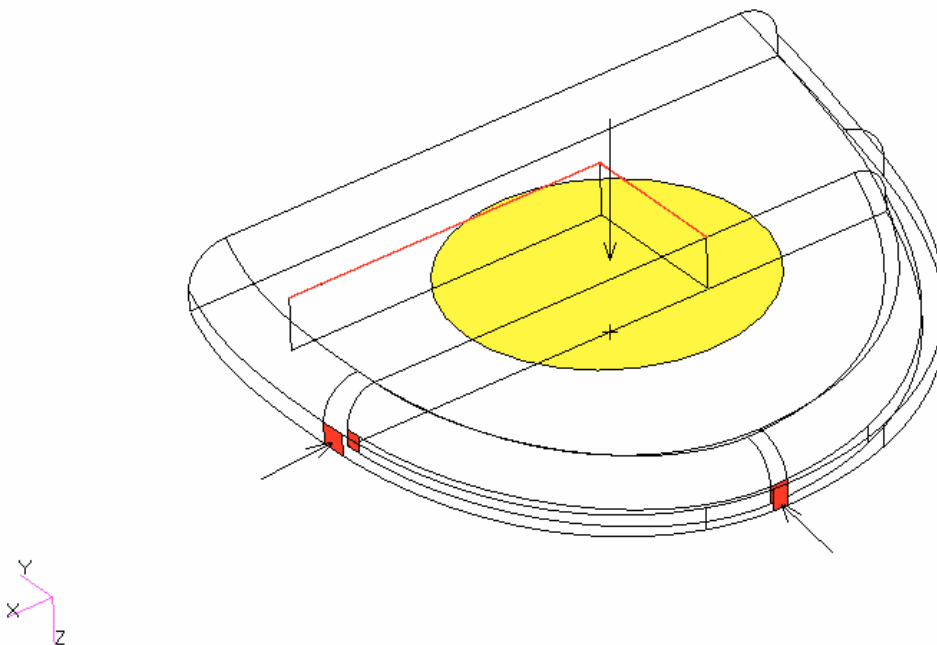
Obr. 3.5 Pohled zespodu na drátový model s aplikovanou symetrickou okrajovou podmínkou. Na oranžově zvýrazněné geometrii je předepsán nulový posuv v ose z, tedy ve směru zatěžující síly.

Odebrání zbývajících dvou stupňů volnosti musí být v souladu s původním modelem. Při tlakovém zatížení původního modelu dochází k prohnutí nejen částí kolmých na zatěžovaný směr ale i krajních částí v tečném směru. Této skutečnosti je nutno uvážit při tvorbě okrajových podmínek polovičního modelu. Zamezení rozšíření by vytvářelo větší napětí, která se ve skutečném přístroji nevyskytují. Proto je nutno použít tuto vazbu na geometrickém celku, kde se nerealizuje deformace ve směrech, ve kterých jsou posuvy vzniklou vazbou zakázány.

Model se ovšem neskládal jen z jedné součásti, ale bylo zde použito součástí více, které na sebe při zátěži působily. Přestože vnitřní části pouzdra nebyly přímo zatíženy, bylo nutno předepsat i okrajové podmínky (i mimo symetrickou podmínku) i na tyto součásti. Nutnost předepsání této podmínky byla dána samotným matematickým charakterem MKP.

Po převedení modelu na poloviční symetrický byly okrajové podmínky nastaveny takto:

- Zamezení posuvu v normálovém směru roviny řezu. Aplikováno na všechny součásti, kterými prochází rovina řezu. Představuje rovinu symetrie.
- Zamezení posuvu v kolmých směrech zatěžující síly. Aplikováno na malé postranní plošky, kde by docházelo k pomyslnému opření pouzdra. Příčné deformace se tedy realizovaly jen ve směru od těchto plošek. Vzhledem k malé konstantní vzdálenosti baterie a pouzdra v těchto místech, je tato podmínka aplikována na obě tyto součásti.
- Zamezení příčných posuvů a rotací plastových žebër. Tato podmínka představuje výskyt elektronických součástí mezi plastovými žebry a je možné ji použít, neboť příčné deformace baterie jsou velice malé a polohu elektronických součástek takřka neovlivní. Rovněž je tato podmínka nutná pro splnění matematických podmínek MKP.
- Zatížení celkovou tlakovou silou. Aplikováno na kruhovou plochu vytvořenou na pouzdře. Tato podmínka představuje zatížení kruhovou destičkou v průběhu experimentu funkčnosti kardiostimulátoru. Hodnota této tlakové síly je určena mezní funkčností kardiostimulátoru získané z měření. Tedy $F = 5920 \text{ N}$. Toto zatížení lze interpretovat kupříkladu jako působení síly bezpečnostního pásu při sedminásobném přetížení 80kg jedince. Pro kontrolu vycházející ze skutečných hodnot bylo zvoleno i zatížení silou $F = 4000 \text{ N}$.



Obr. 3.6 Pohled shora na drátový model s aplikovanými okrajovými podmínkami. Šipka na žlutou plochu naznačuje působení síly. Levá šipka na červené plošky naznačuje zamezení posuvu v tomto směru na těchto ploškách. Šipka napravo pak naznačuje zamezení posuvu v jejím směru. Dvě červené čáry představují zamezení příčného posuvu a rotací, v důsledku výskytu elektronických součástí zamezujících tyto posuvy.

3.5 Kontakty

Do výpočtu bylo zahrnuto více částí kardiostimulátoru. Tyto součásti se rovněž navzájem ve výpočtu ovlivňovaly. Při zátěži a realizující se deformaci na součástech se mohou plochy těles dotýkat. Při dotyku součástí se mění průběh následných deformací. Výpočtové softwary jsou schopny určit tyto geometrie dotyku, ovšem je nutno nastavit v jejich preprocesorech možné geometrické celky, kde lze předpokládat onen dotyk popř. tuhý spoj.

V případě tohoto modelu je nutno brát v úvahu několik možných kontaktních ploch:

- Dotek vnějšího pouzdra na baterii a jejich vzájemná deformace
- Dotek vnějšího pouzdra na plastová žebra a jejich deformace.

Dotek plastového žebra a baterie byl zanedbán, protože, jejich deformace by se realizovaly ve směru kolmém na zátěžnou sílu a v tomto směru byly deformace příliš malé a nedocházelo tedy k vzájemnému ovlivnění.

Dotek vnějšího pouzdra na baterii hraje stěžejní roli při výpočtu. Pro použití baterie ve výpočtu je nutné nastavení tohoto kontaktu mezi baterií a pouzdrem. Deformace se pak realizují i na baterii. Z rozřezání pouzdra při měření rozměrů vnitřních součástí bylo zřejmé, že baterie má uvnitř pouzdra pouze vytěsněnou vůli a není nijak pevně spojena s pouzdrem. Z tohoto důvodu byl v návrhu zadán třecí kontaktní způsob.

Pomocí MKP softwarů lze vytvářet dva základní druhy kontaktů, a sice tuhý spoj nebo kontakt dotykem. Při použití kontaktu dotykem se mj. realizuje smykové tření. Toto lze snadno popsat pomocí třecího součinitele z Coulombova zákona tření. Protože se jedná o úlohu statickou, nebude zde využíváno součinitele tření, nýbrž součinitele adheze. Vzhledem k tomu, že obě kontaktní roviny včetně zatěžující plochy destičky jsou rovnoběžné, hodnota tohoto součinitele zde nehraje velkou roli a je zbytečné provádět důkladnější analýzu povrchů baterie a titanového pouzdra. Oba dva povrchy jsou leštěné a díky tomuto poznatku byla hodnota tohoto součinitele adheze stanovena odborným odhadem jako $f_0 = 0,15$.

Dotek vnějšího pouzdra a plastových částí měl velký vliv na výpočet jeho průhybu v části, kde byly uvnitř pouzdra elektronické součástky. Žebra byla plastová s nízkou hodnotovou Youngova modulu pružnosti. Jejich tloušťka byla rovněž malá. Nepřenášela tedy velká zatížení v poměru k baterii. Jejich zahrnutí do výpočtu nemělo tedy takový vliv na průhyb pouzdra jako baterie, nicméně došlo ke zpřesnění výpočtu. Zhodnocení zpřesnění výsledků použitím modelů žebířek je popsáno v kapitole č.4.4. Žebra plnila zejména funkci vymezení

vůle elektrických součástí a plošných spojů uvnitř pouzdra. Působila ale také jako ochrana součástí při deformacích pouzdra. Nebyla pevně spojena s vnějším pouzdrem. Návrh tohoto kontaktu byl tedy dotykový.

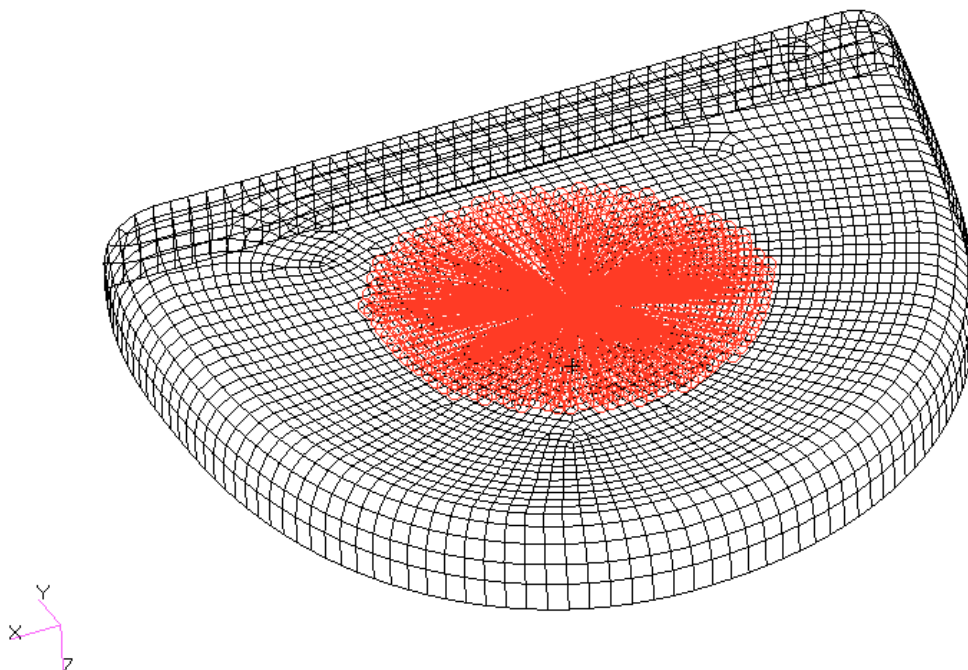
Adhezní charakterystiky plastů jsou velice podobné. Tabelované hodnoty těchto součinitelů lze najít ve strojnických tabulkách. Velice důležitým poznatkem je ale i úprava povrchových ploch těchto plastů. Nejedná se zde o velkou plochu styku, nicméně tato plocha je stále hladká. Stejně tak plocha titanového pouzdra. S porovnáním pomocí strojnických tabulek [1] byla tato hodnota stanovena jako $f_0 = 0,3$.

3.6 Diskretizace úlohy.

Podstatou MKP jak už plyne z jejího názvu, je rozdělení spojitě úlohy z nekonečného počtu prvků na takový konečný počet prvků, kterým lze dostatečně přesně interpolovat výsledky v jakémkoliv bodě úlohy. Prvky musí být zvoleny tak, aby co nejlépe popisovaly nelineární změny vypočteného pole posuvů v uzlech. Hustota prvků pak může značně ovlivnit odchylku vypočtených hodnot od hodnot skutečných. Počet konečných prvků neovlivňuje jen přesnost, ale i nepřímo úměrně nároky na zadaný výpočet. Je nutno tedy volit různou hustotu prvků a jejich rozmístění pro dosažení správné přesnosti hodnot ve výsledku při přijatelném výpočtovém čase. Výsledky však neovlivní pouze hustota rozmístění prvků, ale i tvar elementů používaných při numerickém výpočtu. Při aplikaci příliš geometricky nerovnoměrných elementů mohou být výsledky v elementech nepřesně interpolovány. Při diskretizaci úlohy, tedy vytváření sítě konečných prvků, je nutné dbát jak na proměnlivou hustotu, tak na dodržení správných metrik elementů sítě. Sít' konečných prvků je většinou vytvářena automaticky v preprocesorech pomocí vestavěných programů ke tvorbě těchto sítí. Tyto programy pro síťování vytvářejí síť pomocí aproximačních metod geometrie. Při vytváření sítí lze nastavit více parametrů pro tvorbu sítě.

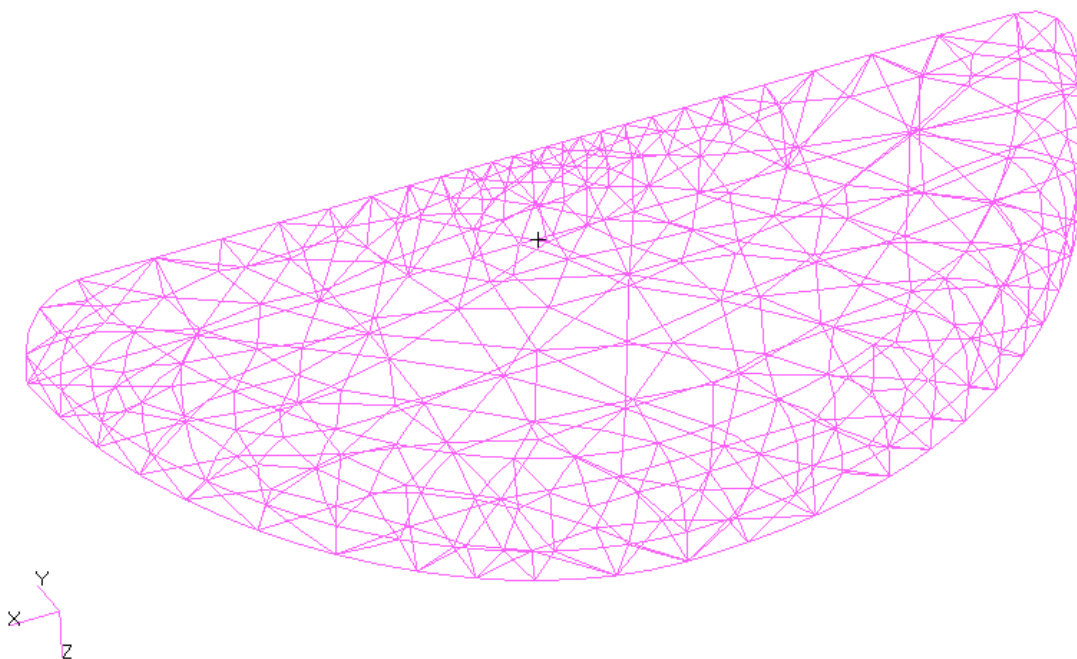
Tvorba sítě konečných prvků se odvíjí od geometrie, na které je tato síť vytvářena. Při síťování geometrií různých dimenzí jsou použity různé prvky. Při nepravidelných trojrozměrných geometrických útvarech je většinou použit nejobecnější jehlanový prvek, ovšem metrika tohoto prvku je obtížně ovlivnitelná při tvorbě sítě. Při tvorbě dvojrozměrné sítě je nejčastěji použit prvek čtyřúhelníkový, jehož metriky jsou pro kontrolu výrazně jednodušší. Jehlanový prvek má rovněž více stupňů volnosti a je náročnější pro výpočet.

Z výše uvedených důvodů byla při návrhu pouzdra uplatněna tvorba dvojrozměrné sítě. Pro tvorbu dvojrozměrné sítě bylo nezbytné vytvořit i dvojrozměrnou geometrii pouzdra, což je popsáno v kapitole č. 3.2.1. Jediným nastavovaným parametrem při tvorbě sítě vnějšího pouzdra byla základní velikost elementu. Všechny elementy vyskytující se na vnějším pouzdře jsou čtyřrozměrné.



Obr. 3.7 Obrázek sítě konečných prvků vytvořených na pouzdru. Červenou barvou je vyznačen MPC prvek zamezující průhyby zátěžné plošky.

Při tvorbě sítě baterie nebylo možné spoléhat na jakákoliv zjednodušení. Model baterie byl tedy síťován pomocí jehlanových elementů se zhuštěním na hraně nejpravděpodobnějšího dotyku (viz. obr 3.8). Z výše zmíněných důvodů hraje volba sítě velkou roli při zátěži vzájemných kontaktních ploch. Proto bylo navrženo i zjemnění sítě na okraji baterie pod zatížením silou. V tomto místě byl předpokládán dotykový, třecí styk ploch.



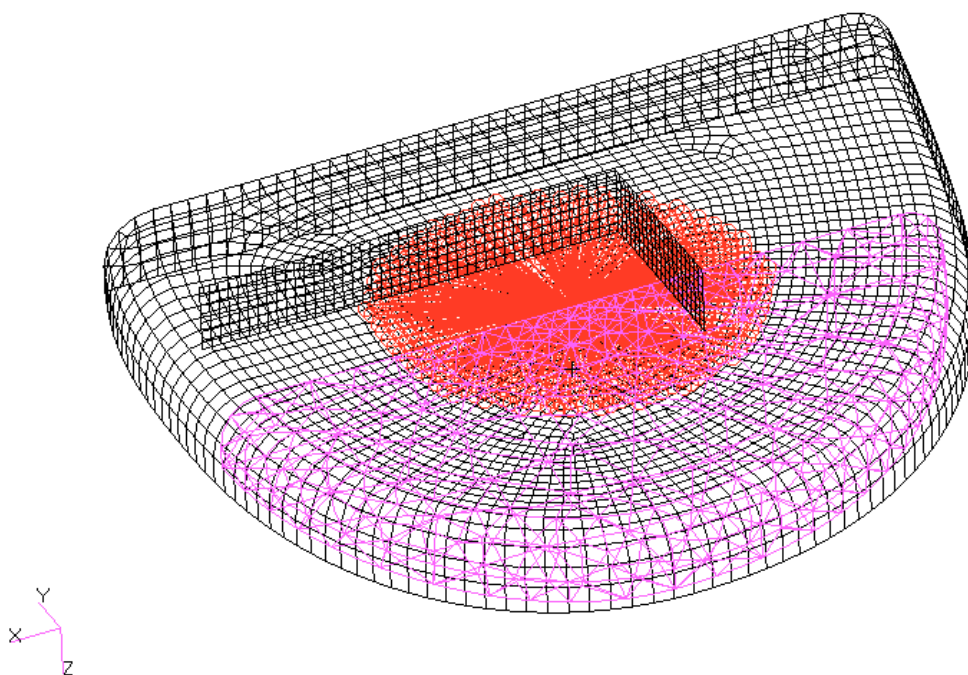
Obr. 3.8 Obrázek vytvořené sítě konečných prvků na baterii. Všechny použité prvky jsou jehlanové.

Plastová žebra byla stejně jako vnější pouzdro, tenká tělesa, kde lze využít možnosti tvorby dvojrozměrné sítě. Jejich geometrie byla navržena rovněž jako dvojrozměrná z důvodu použití této dvojrozměrné sítě. Pro vytvoření sítě plastových žebër byly tedy použity pouze dvojrozměrné čtyřúhelníkové prvky.

Po zadání okrajových podmínek, konkrétně pak celkové zátěžné síly, a diskretizaci plochy, na kterou byla síla zadána, byla tato síla automaticky aplikována na každý prvek ležící na zmíněné ploše. Tato síla je sice konstantní v každém uzlu, nicméně její působení bylo dáno posuvem destičky, která model zatěžovala při stěžejním experimentu této práce. Destička nebyla během experimentu nijak deformována, protože její tuhost byla značně vyšší než tuhost zkoumaného přístroje. Tato skutečnost ovlivňuje aplikaci síly ve výpočtovém modelu. Při pokusu nedocházelo k protlačování destičky kolem baterie, nemohla být tedy síla přenášena, pokud nebyl posuv všech zatížených uzlů včetně samotné destičky konstantní.

Modelování tohoto konstantního posuvu pod celou destičkou lze provést pomocí aplikace prvku MPC na síti konečných prvků. Byly tedy vybrány elementy na ploše, která byla zatížena silou a byla předepsána závislost posuvu ve směru zatěžující síly na jednom z elementů zatížených touto silou. Použitím tohoto prvku bylo dosaženo simulace zatěžování destičkou. Deformace v místě výskytu baterie nebyla ovlivněna použitím tohoto elementu,

ovšem použití tohoto prvku bylo nutné pro správnou simulaci deformace v místech, kde baterie v pouzdře již není.



Obr. 3.9 Obrázek sítě konečných prvků celé vytvořené na všech geometrických součástech. Dvojměrné prvky jsou vyznačeny černou barvou. Trojměrné jehlanové pak fialovou. Červenou použitý prvek MPC.

3.7 Výpočet

Pomocí preprocesoru byla vytvořena síť uzlů konečných prvků z původně importované geometrie. Těmto uzlům byly postupně v preprocesoru i přiřazeny mechanické vlastnosti a zadány závislosti mezi jednotlivými uzly, popř. nastaveny jejich okrajové podmínky. Takto vytvořená databáze byla nutná pro uskutečnění výpočtu. Výpočtové programy jsou velice univerzální a poskytují mnoho možností při realizaci výpočtu. K hlavnímu nastavení výpočtu patří nastavení požadovaných výsledků.

Vzhledem k tomu, že cílem této práce není pevnostní analýza, není nutné zahrnovat do požadovaných výsledků pole napětí. Nezbytným výsledkem tohoto výpočtu je hledané pole posuvů. Při experimentu stanovování mezních parametrů funkčnosti kardiostimulátoru, byly změřeny deformace při určitých silách. K dispozici byl graf celé této závislosti (obr. č.2.4). Znalost těchto hodnot je dostatečnou kontrolou pro další použití vytvořeného výpočtového modelu.

Po uložení všech těchto dat byla databáze určena ke zpracování výpočtovým programem. Výpočtový čas byl jednoznačně ovlivněn možnostmi výpočtové stanice a složitostí modelu, konkrétně pak výskytem a nastavením kontaktních geometrií, rozsáhlostí modelu a počtem celkových stupňů volnosti soustavy.

3.8 Výsledky

Mezi parametry nastavování výpočtu patří i požadované výsledky. MKP však určí tyto výsledky pouze v uzlech zvolených při vytváření sítě. Tyto výsledky jsou pak načteny do post-processoru, který je schopen při konvergujícím výpočtu výsledky v těchto uzlech použít pro interpolaci a aplikaci hodnot do zbývajících částí původní geometrie. Tímto krokem lze získat spojitě výsledky s určitou chybou po celé geometrii.

V případě této úlohy bylo stěžejním výsledkem zjištěné pole posuvů. Po načtení a interpolaci výsledků lze získat hodnoty různými způsoby. Standardním postupem je znázornění výsledků na původní geometrii pomocí stupnice a barevného spektra.

Těchto postupů bylo využito při porovnávání výsledků vypočtených na modelu se skutečnými hodnotami získanými experimentem pro získání mezních parametrů funkčnosti kardiostimulátoru. Vlastní výsledky výpočtů a jejich porovnání s experimentálně získanými hodnotami byly popsány níže v následující kapitole.

4 Postupná tvorba modelu.

Při tvorbě modelu byl zhodnocen každý výpočet a jeho výsledky. Na základě tohoto hodnocení bylo postupně vytvořeno více modelů. Modely byly postupně upravovány, aby byly výsledky věrohodnější. Kroky, které pak vedly k dosažení celkového výsledku jsou popsány v této kapitole. Podrobný popis tvorby modelu je popsán výše v předchozí kapitole

Jak bylo popsáno v kapitole č. 2, samotné tvorbě předcházelo mnoho měření tak, aby se tvorba mohla vůbec uskutečnit. Od měření samotné geometrie až po měření vedoucí ke zjištění materiálových vlastností. Celkový chronologicky seřazený postup práce na tomto projektu pak probíhal v tomto sledu:

- Zadání
- Studie samotného problému
- Rozhodnutí o testu samotného konkrétního případu.
- Provedení nezbytných měření pro tvorbu modelu
- Tvorba modelu
- Porovnání modelu s výsledky experimentu.

Po studii funkce kardiostimulátoru byla zahájena tvorba modelu. Hodnoty a data byla získávána postupně, nicméně tvorba modelu probíhala ještě před zjištěním všech potřebných dat. Při zjištění nových okolností nebo při špatném chování modelu, byl vytvořen nový model s více prvky použitými pro výpočet. Zásadní kroky při návrhu modelu až po konečnou verzi:

- Tvorba geometrie v CAD systému podle naměřených dat
- První návrh modelu a předběžný výpočet samotného pouzdra a zhodnocení
- Návrh s baterií.
- Návrh s plastovými žebry, MPC prvkem a baterií
- Konečná úprava a zjemnění sítě pro zpřesnění výsledků

4.1 Tvorba geometrie

Návrh geometrie vznikl v několika verzích. Původní návrh geometrie odpovídal sice reálnému přístroji a byl použit ve výpočtu, ovšem poloha křivek, kterými byl sestaven náčrt tohoto modelu pouzdra, znesnadňoval umístění baterie do modelu pouzdra. Proto se získáním potřebných dat pro návrh modelu baterie byl přepracován i model vnějšího pouzdra. Všechny tyto návrhy byly provedeny v CAD softwaru a převedeny do softwaru výpočtového.

4.2 Návrh modelu použitím modelu pouzdra.

Jak bylo řečeno při tvorbě geometrie, dokud nebyla získána dostatečná data pro tvorbu modelu baterie, byl použit pouze model vnějšího pouzdra. Okrajové podmínky byly aplikovány symetricky a proveden výpočet. (viz. obr. 4.1)

4.3 Návrh s baterií.

Vzhledem k jasné nedostatečnosti prvního modelu bylo nutné použít složitější strukturu výpočtového modelu. Deformace samotného pouzdra byly příliš velké a použitím modelů vnitřních částí bylo nutno tento problém řešit. Při rozřezání pouzdra bylo zjištěno, že baterie kardiostimulátoru zabírá více než polovinu objemu vnitřku pouzdra. Tohoto předpokladu bylo využito při návrhu ostatních částí. Bylo tedy rozhodnuto zakomponovat do výpočtu model baterie. Po potřebných měření mechanických vlastností baterie byl vytvořen i model této části. Tento celkový model se skládá tedy ze dvou částí:

- Titanové pouzdro
- Lithium-polymerová baterie.

Tímto došlo ke značnému zpřesnění výpočtu. Nicméně s tímto návrhem se jasně ukázal další nedostatek modelu. Díky povaze softwaru MKP byla při zadání celkové síly tato rozpočítána mezi jednotlivé elementy. Tímto docházelo k působení síly na každý element zvlášť a docházelo k průhybům plošky, na kterou byla zátěž aplikována (viz. obr. 4.2). Aplikace zatížení tímto způsobem se tedy ukázala jako nevhodná.

Dalším krokem při tvorbě modelu bylo tedy zamezení průhybu geometrie, kde byla realizována zátěž při experimentu pomocí kruhové destičky. Toho bylo dosaženo pomocí aplikace MPC prvků, kde byl vybrán prostřední uzel zátěže jako nezávislý a ostatní přímo zatížené uzly měly předepsanu závislost posuvu ve směru síly na tomto uzlu. Při použití tohoto prvku nedocházelo k dalšímu protlačování pouzdra okolo baterie.

4.4 Návrh s použitím baterie a plastových žeber

Použitím MPC prvku bylo dosaženo větší přesnosti modelu, ale deformace části pouzdra, pod kterou se baterie nevyskytuje, byla stále neúměrně velká vzhledem k ostatním deformacím na pouzdru. Po dalším prozkoumání vnitřku kardiostimulátoru po rozřezání pouzdra bylo rozhodnuto použít model plastové části. Tato část je svým profilem chráněna proti ztrátě tvaru, což neovlivní značně složitost analýzy. Bylo tedy použito nastavení další kontaktní

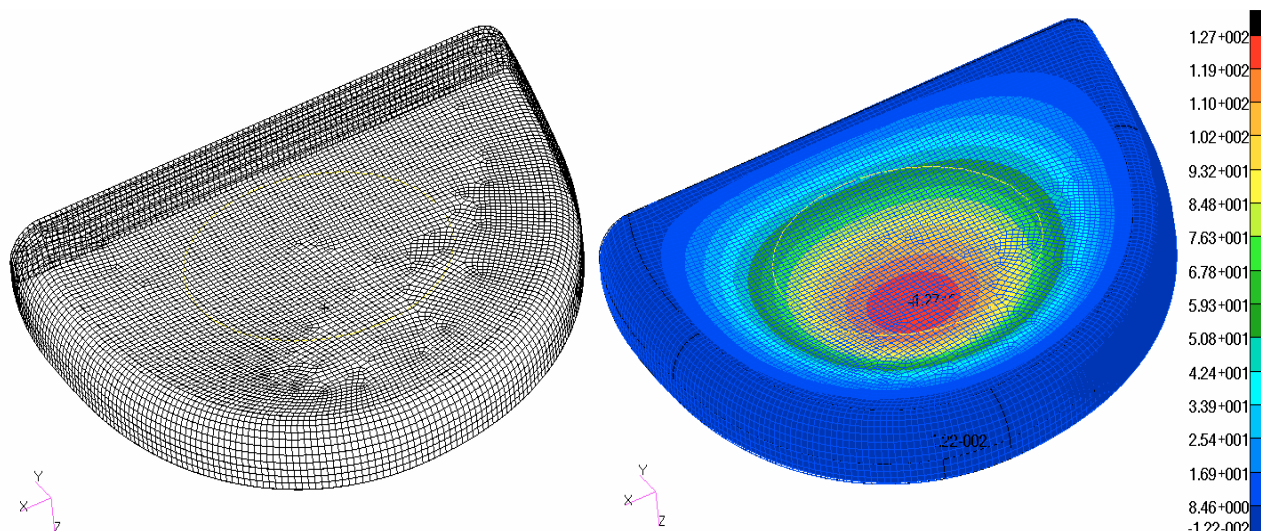
plochy. Protože bylo toto žebro modelováno opět jako dvojrozměrný prvek, jednalo se o tzv. T-spoj. Toto ovlivnilo i výběr softwaru, ve kterém byl konečný model vytvořen. Tento celkový model se skládá tedy ze tří částí:

- Titanové pouzdro
- Lithium-polymerová baterie.
- Plastová součást fungující v modelu jako žebro.

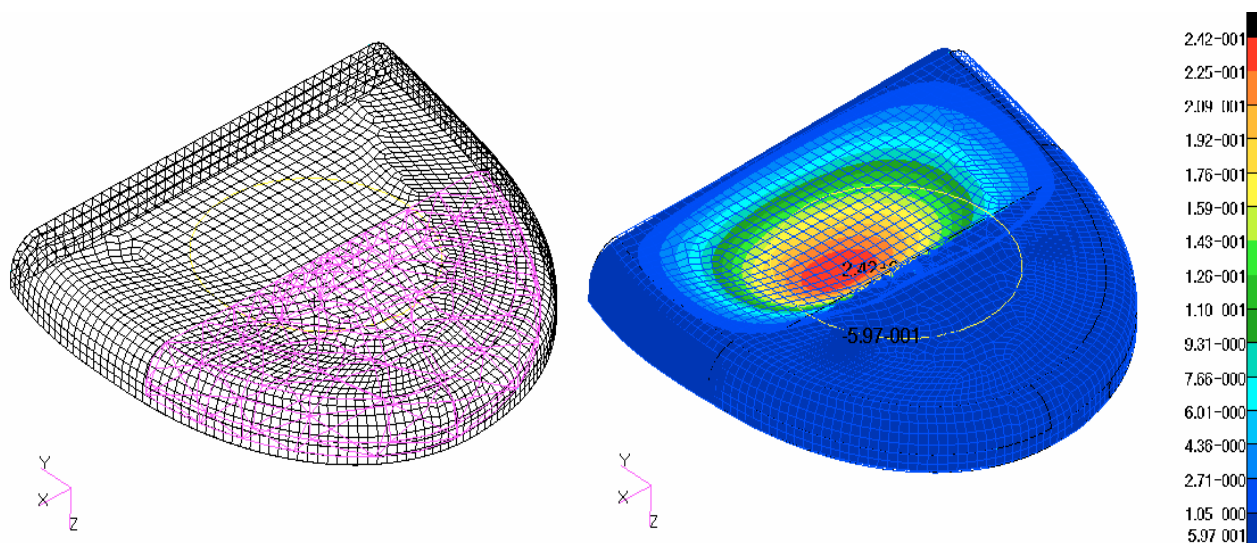
Použitím plastové součásti jako žebra pro část pouzdra, kde se nevyskytuje baterie, byly eliminovány neúměrné deformace pouzdra v této části.

Všechny tyto návrhy a výpočty byly vytvořeny, vypočítány ve stejném výpočtovém programu. Výsledky pak byly zobrazeny a zhodnoceny. Pro velkou rozsáhlost nejsou zde uvedeny všechny postupy detailně. Detailní popis je popsán výše pouze pro finální model. Pro snadné zhodnocení a srovnání jsou však obrazy a výsledky všech těchto pokusů vyobrazeny na následujícím dvojlistu stejně se stručným zhodnocením výsledků.

4.5 Stručné zhodnocení a přehled výsledků postupné tvorby.



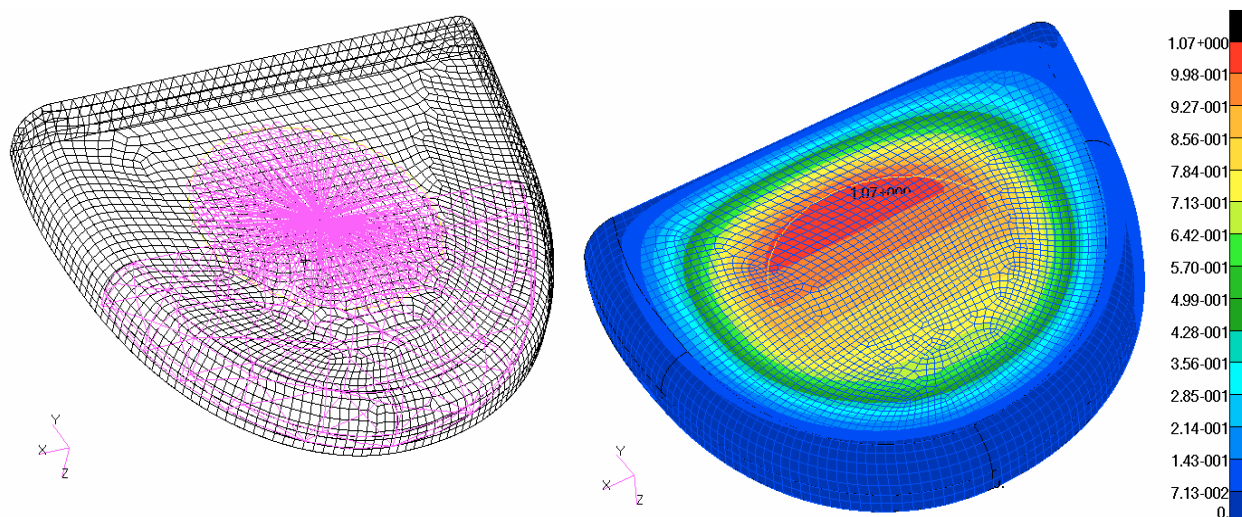
Obr. 4.1 Obrázek sítě prvního modelu s použitím jediné součásti – vnějšího titanového pouzdra a vpravo výsledky prvního výpočtového modelu. Vykreslené je pole posuvů v jednotkách 1 mm. Vykreslené deformace jsou ve zmenšeném měřítku.



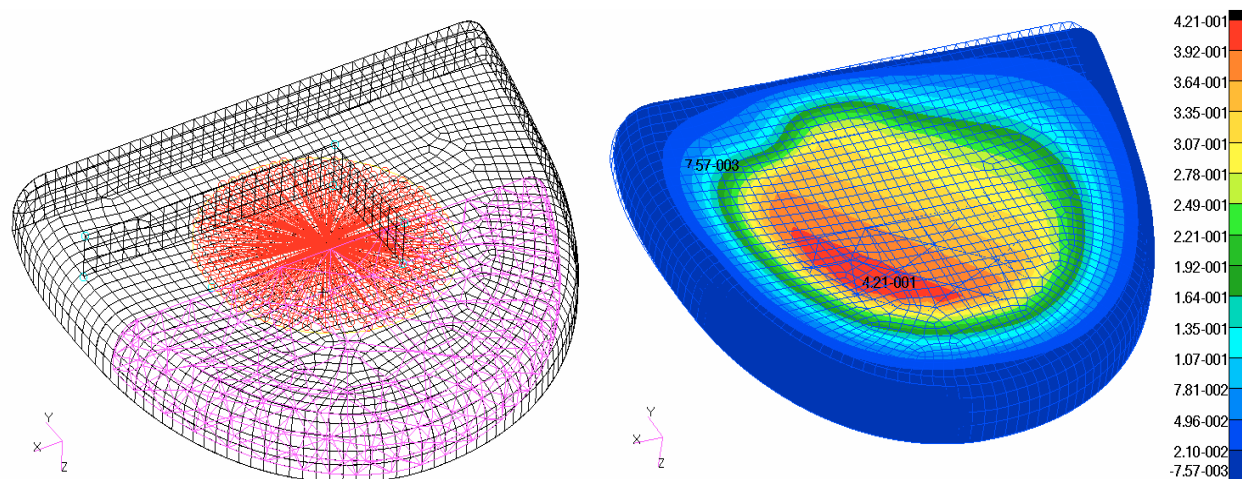
Obr. 4.2 Obrázek druhého modelu, síť je hrubější kvůli náročnějšímu výpočtovému času. Černou barvou jsou označeny dvojrozměrné čtyřúhelníkové elementy vnějšího pouzdra. Fialovou pak jehlanové elementy baterie. Vpravo jsou výsledky pole posuvů ve směru zatěžující síly. Deformace jsou ve zmenšeném měřítku. Jednotka posuvů je 1 mm. Ve výsledcích je zřejmý vliv baterie, kde se deformace zmenšily mnohonásobně.

U prvního návrhu má maximální průhyb hodnotu $\Delta l = 127$ mm (viz obr. 4.1). Délka modelu v tomto směru je $l = 4$ mm. Průhyb je tedy 31x větší než samotný model. Z této skutečnosti je jasné, že tento model není dostačující. Druhý model (obr. 4.2) pak obsahuje i baterii. Její vliv

je jednoznačný už při prvním pohledu. Průhyb v místě baterie je neporovnatelný s průhybem mimo baterii, jehož maximální hodnota činí $\Delta l = 24$ mm. I přes jasné zmenšení takovéto deformace se stále jedná o šestinásobek výšky modelu. Navíc zde dochází k jasnému poznatku, že z důvodu průhybu kolem baterie by zatěžující plocha podlehla rovněž deformacím, což neodpovídá simulovanému zatížení. V následujícím modelu je tedy nutno zamezit tomuto průhybu, protože zatěžující destička ve skutečnosti zůstávala nedeformována.



Obr. 4.3 Obrázek třetího návrhu s použitím MPC prvku pro zamezení průhybu zatěžující plošky. MPC prvek je zvýrazněn fialovou barvou. Vpravo výsledky pole posuvů ve směru zatěžující síly vykresleny v měřítku 1:1. Jednotky pak v mm.



Obr. 4.4 Obrázek návrhu s použitím MPC prvků baterie a žeber. Vlevo znázorněna síť konečných prvků, černou barvou jsou zvýrazněny 2D elementy. Fialovou jehlanové trojrozměrné. Červenou pak prvek MPC. Vpravo výsledky pole posuvů ve směru zatěžující síly. Zobrazené deformace v měřítku 1:1. Jednotka 1mm

Ve třetím modelu na obrázku 4.3 byl použit MPC prvek pro kompenzaci vyvstalého problému v modelu druhém. Při zhodnocení a porovnání druhých a třetích výsledků je jasný úspěch této kompenzace. Přestože posuv na zatěžující plošce není konstantní, lze pozorovat konstantní sklon na této plošce, což není v rozporu se simulovanou zátěží. Maximální průhyb celého pouzdra byl vypočten jako $\Delta l = 1,07$ mm. Ačkoliv byl kompenzován průhyb plošky a výsledky se zdají reálné, průhyb v místech, kde neleží baterie je stále příliš velký. Ve čtvrtém pokusu (viz. Obr. 4.4) byla vyzkoušena realizace modelu pomocí použití plastových žeber v modelu. Po tomto pokusu nevycházel maximální průhyb už mimo baterii, ale právě nad baterií, přičemž maximální hodnota vycházela jako $\Delta l = 0,42$ mm a hodnoty průhybu celé plošky pak byly v rozmezí $\Delta l = 0,31 \div 0,42$ mm. Tyto výsledky se zdají být věrohodné a není třeba návrhu dalších součástí v modelu.

4.6 Zjemnění sítě

Po kompenzaci všech problémů, které bylo nutno řešit při postupném navrhování výpočtového modelu, bylo nutné získat přesnější výsledky pro porovnání modelu s experimentem skutečného zatížení pouzdra kardiostimulátoru. Už z principu MKP je přesnost této analýzy dána hustotou sítě. Aby bylo dosaženo dostatečné přesnosti, bylo nutné použít správnou hustotu uzlů a dodržení metrik elementů v klíčových místech určování hodnot. V tomto kroku byla upravena síť konečných prvků a výsledky byly opakovaně porovnávány s experimentálně změřenými hodnotami.

V tomto návrhu došlo k mírnému přesíťování dvojrozměrných ploch titanového pouzdra, značnému zjemnění sítě baterie a několikanásobnému zjemnění sítě žeber. Nicméně všechny tyto kroky byly provedeny s ohledem na nároky pro výpočetní stanici. Výpočet samostatných součástí není příliš náročný, ovšem výskyt kontaktních ploch tento výpočet značně prodlužuje.

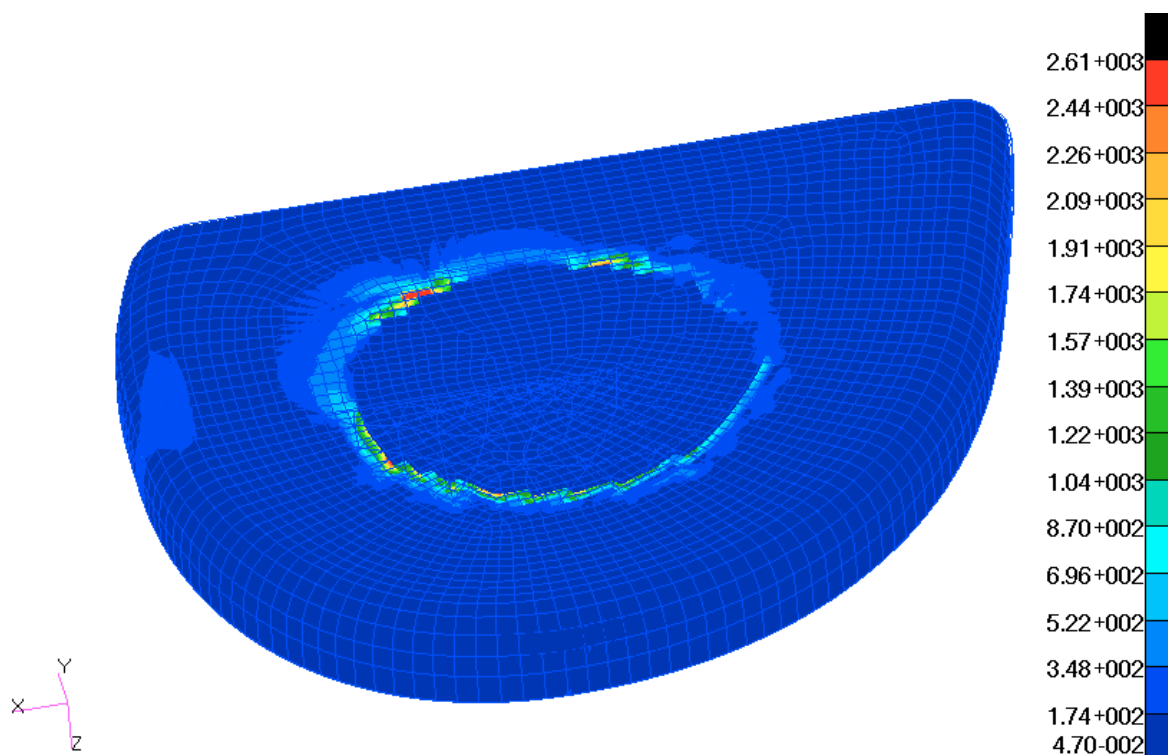
Zjemnění sítě bylo prováděno zejména v místech největších hodnot pole posuvů, v místech největšího vlivu kontaktních geometrií a v místech největšího gradientu napětí. Jednalo se tedy zejména o plochu vnějšího pouzdra, na kterou byla aplikována síla. Zde byly největší průhyby, gradienty napětí i kontakt jak s baterií, tak s žebry. Kvůli kontaktní geometrii pak musela být zjemněna síť baterie, která má největší vliv na výpočtový čas. Síť byla zjemněna tedy jen na hraně baterie kde docházelo k největším průhybům pouzdra. Vzhledem ke kontaktu žeber, byla síť zjemněna i na této geometrii. Protože se jednalo o geometrii jednoduchou, vliv přesíťování žeber na výpočetní čas i výsledky byl nepatrný.

4.7 Výsledky a zhodnocení finálního výpočtu.

Pro zhodnocení užitečnosti nahrazení skutečného přístroje je třeba vyhodnocení výpočtu a porovnání se skutečnými hodnotami. Je nepraktické porovnávat hodnoty ve vypočtených uzlech, nicméně použití vizualizace těchto výsledků porovnání usnadňuje, však s menší přesností.

4.7.1 Porovnání napětí

Byly porovnávány a zobrazovány i výsledky napětí, nicméně pro toto porovnání nebyl získán dostatek dat při experimentech a toto porovnání je pouze orientační.

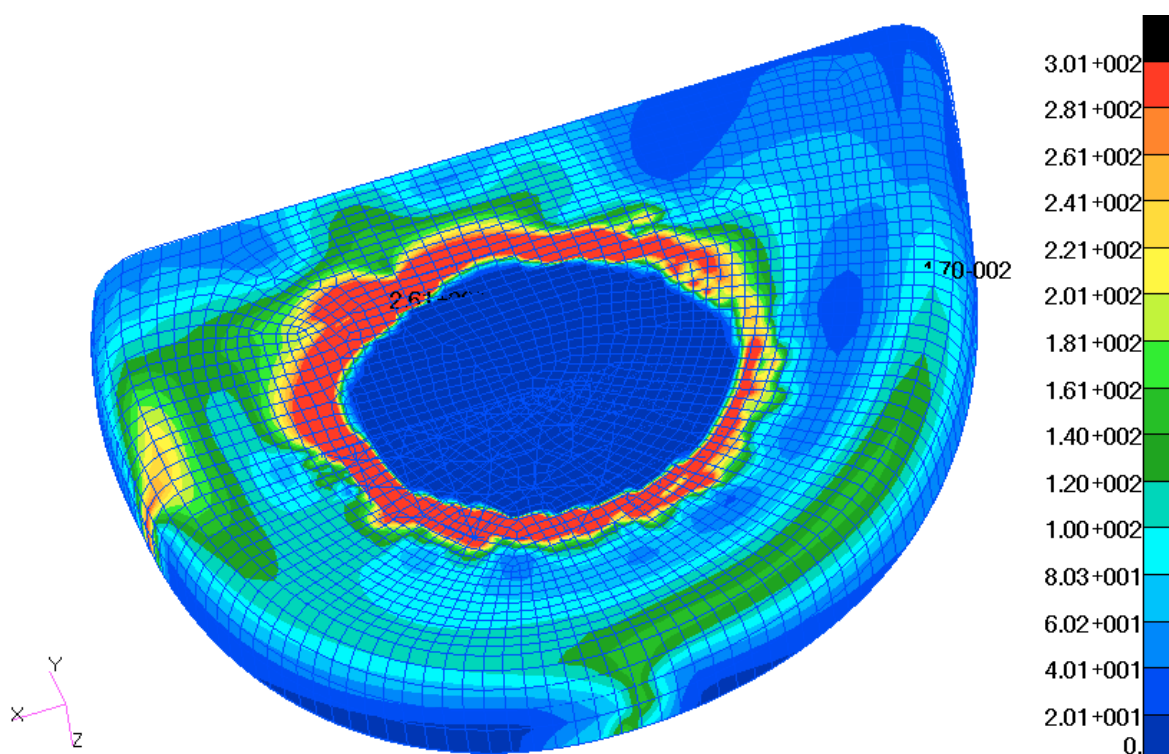


Obr. 4.5 Vykreslené výsledky napětí finálního modelu s přesnými hodnotami bez interpolace výsledků. Přejechy tedy nejsou zobrazeny a výsledky jsou v každém elementu konstantní. Ačkoli jsou v uzlech vypočteny všechny složky tenzoru napětí, zobrazené výsledky jsou hodnotami redukovaného napětí podle hypotézy HMM v jednotkách 1 MPa. Na obrázku jsou zřejmé velké špičky napětí v okolí zatížení. Maximální hodnota je $\sigma = 2612$ MPa. Mez kluzu titanu se pak pohybuje okolo $\sigma = 800$ MPa. V těchto místech se tedy jednoznačně realizují plastické deformace.



Obr. 4.6 Obrázek kardiostimulátoru po měření, při kterém byl zatížen silou až $F = 5920 \text{ N}$. Na obrázku jsou znatelné plastické destičkou.

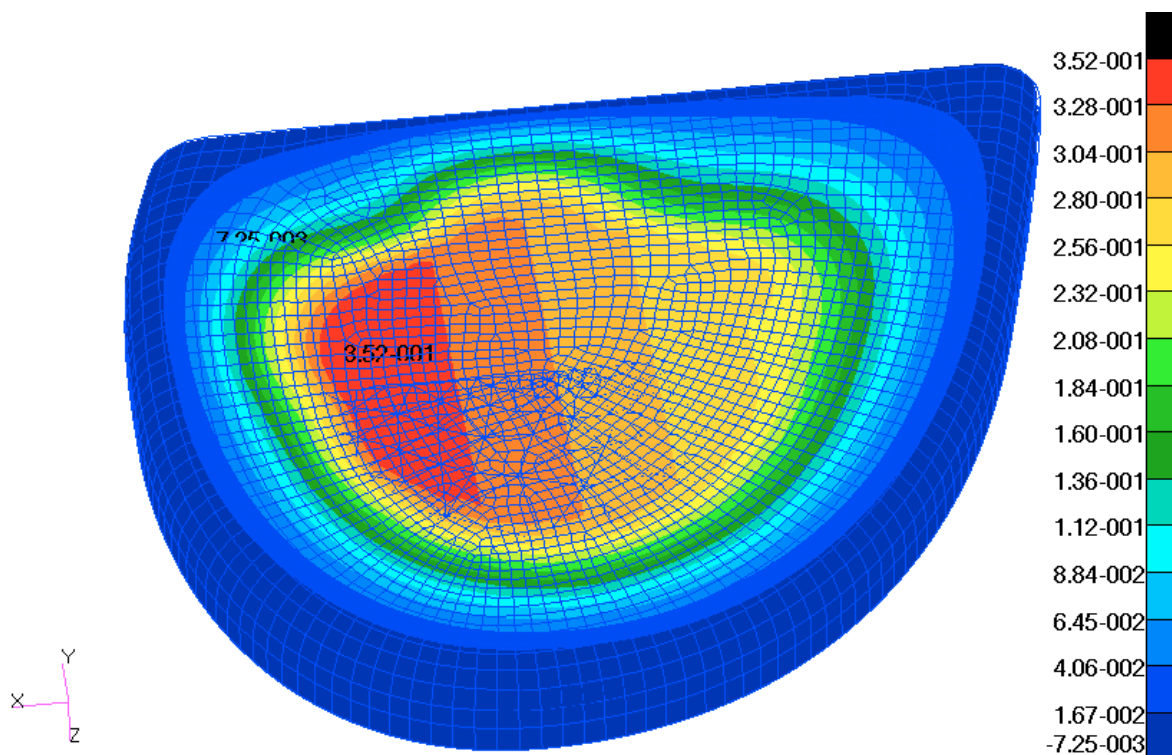
Při porovnání výsledků měření z obrázku 4.6 a výsledků výpočtového modelu z obrázku 4.5 lze předpokládat výskyt plastických deformací ve stejných místech. Napěťová analýza pomocí MKP softwaru lze tedy v tomto případě považovat za věrohodnou.



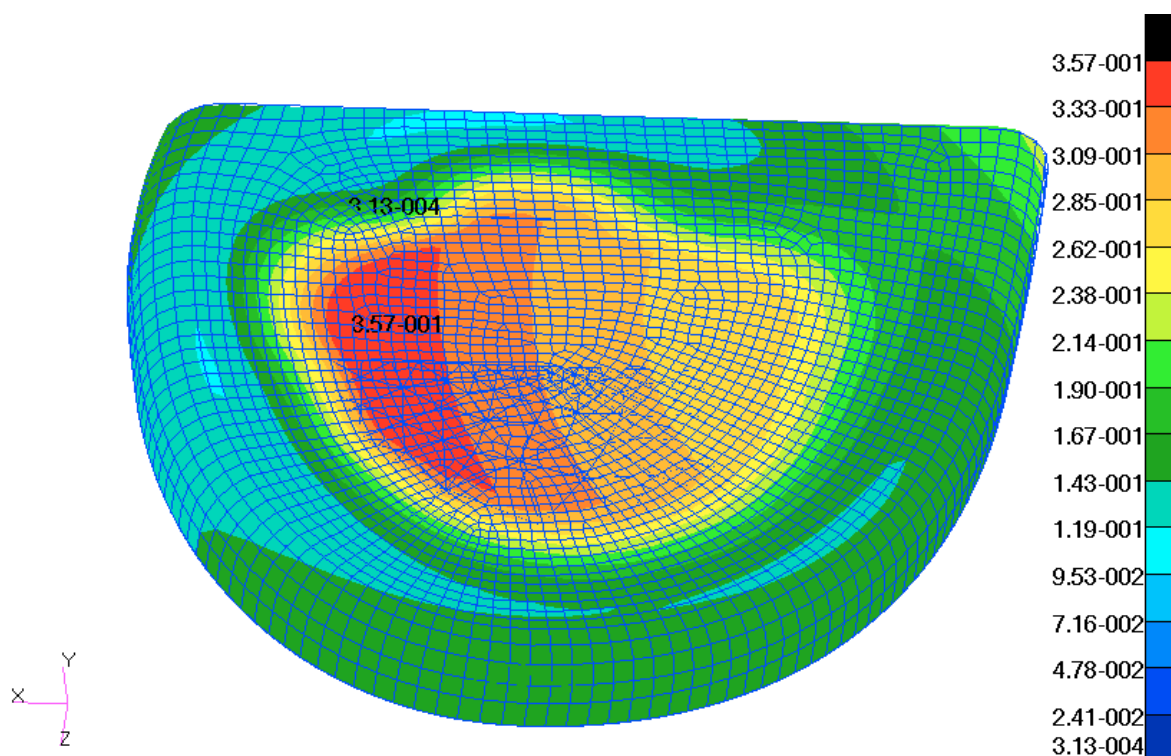
Obr. 4.7 Výsledky napěťové analýzy zobrazené v jiném rozsahu tak, aby byly rozpoznatelné i výsledky v jiných částech s použitím interpolace přechodů. Zobrazené hodnoty jsou mezi 20 až 300 MPa. Všechny rudě zbarvené hodnoty mají hodnotu $\sigma = 301 \text{ MPa}$ a více. Jedná se rovněž o hodnoty redukovaného napětí podle hypotézy HMM.

4.7.2 Porovnání deformací.

Při měření byla získána data průhybu ve směru zatěžující síly. Pro správné porovnání je nutné vykreslení vypočtených posuvů ve stejném směru. Průhyb pod zatěžující ploškou není konstantní. Je nutno tedy zvolit místo pro porovnávání průhybu vypočtených a změřených. Třebaže se maximální a minimální hodnoty průhybu pod zatěžující destičkou příliš neliší, je nejvhodnější porovnávat průměrnou hodnotu průhybu v této oblasti, která byla určena jako $\Delta l = 0,31 \text{ mm}$.



Obr. 4.8 Výsledky vypočteného pole posuvů ve směru zatěžující síly. Hodnoty posuvů jsou v rozsahu $\Delta l = 0 \div 0,352 \text{ mm}$. Na obrázku je znatelná oblast od zatížení destičkou v hodnotách od cca. $\Delta l = 0,28 \div 0,35 \text{ mm}$. Průměrná hodnota se pak pohybuje okolo $\Delta l = 0,31 \text{ mm}$. Tuto hodnotu pak lze porovnávat s experimentálně získanými hodnotami.



Obr. 4.9 Výsledky vypočteného pole posuvů finálního modelu. Vykresleny jsou maximální hodnoty posuvů ve všech směrech. Rozsah těchto vypočtených hodnot je od $0,3 \mu\text{m}$ až po $0,357\text{mm}$. Při porovnání výsledků těchto a předchozích je zřejmé, že zde jsou i zřejmé posuvy v jiných osách než ve směru zatěžující síly.

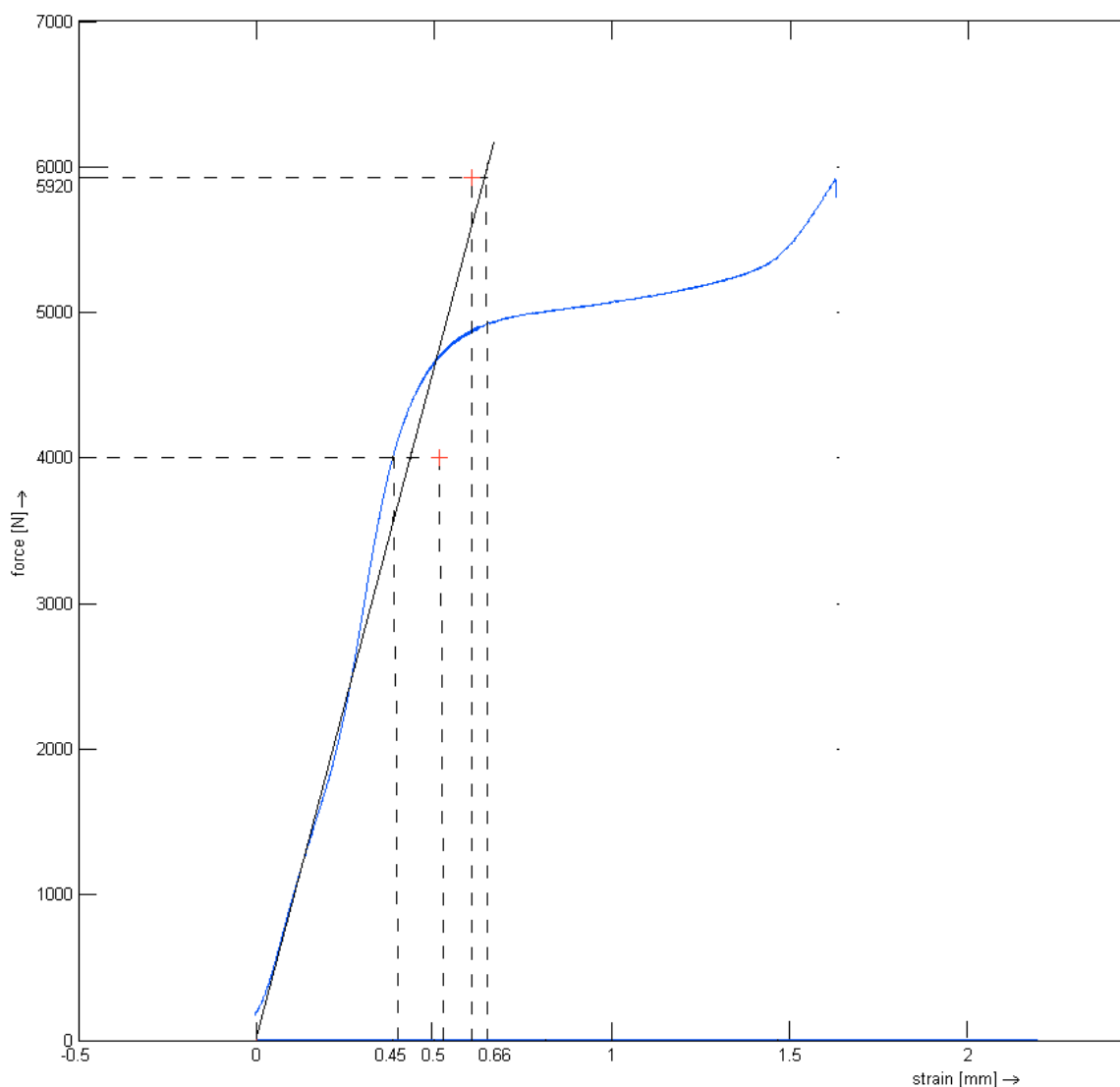
Již při tvorbě modelu bylo využito symetrie, této vlastnosti je nutné uvážit i při hodnocení výsledků. Vzhledem k tomu, že se deformace ve skutečnosti realizovaly na dvakrát větší délce a výpočtový model počítá jen s půlkou celého pouzdra, je nutné vypočtené výsledky vynásobit tedy dvakrát pro získání skutečných hodnot pro porovnání s experimentálně získanými.

Byla tedy porovnávána průměrná, přepočtená hodnota získaná z výpočtového modelu s hodnotou odpovídající zatěžující síly získané experimentem. Vypočtená hodnota tedy po zdvojnásobení činí $\Delta l = 0,62 \text{ mm}$ při síle $F = 5920\text{N}$, což je síla mezní funkčnosti kardiostimulátoru. Při této síle jsou však experimentálně získané hodnoty průhybu v plastické části. Skutečné hodnoty plastických deformací tedy nemohou odpovídat hodnotám získaným výpočtem pro elastické deformace. Protože v této práci není modelován plastický výpočet, bylo nutno přiblížit skutečné hodnoty těmito vypočteným pro tuto sílu pomocí získaného grafu (viz. obr. 4.10). Za předpokladu, že by nedošlo k plastickým deformacím, by zůstávala směrnice závislosti stejná. Tohoto předpokladu je využito pro přiblížení hodnot. K doložení tohoto předpokladu byl proveden výpočet při aplikaci síly v místě nejprudšího přechodu

deformací do plastické zóny. Hodnota této síly byla stanovena z grafu skutečné závislosti jako $F = 4000\text{N}$. Při této síle vychází průměrná hodnota průhybu stanoveného pomocí stejných předpokladů jako při původním zatížení. Hodnota tohoto průhybu je stanovena jako $\Delta l = 0,26\text{ mm}$. Po zdvojnásobení pak $\Delta l = 0,52\text{ mm}$.

Při výše zmíněné úpravě grafu experimentu byly získány následující hodnoty:

- síle $F = 5920\text{N}$ odpovídá průhyb $\Delta l = 0,66\text{ mm}$
- síle $F = 4000\text{N}$ odpovídá průhyb $\Delta l = 0,45\text{ mm}$



Obr. 4.10 Upravený graf měřené závislosti síly na průhybu kardiostimulátoru. Vyznačeny jsou hodnoty odpovídající zatížením. Pro sílu $F = 4000\text{N}$ je vynesena bod získaný měřením na křivce skutečné závislosti a bod vypočtené hodnoty označen červenou barvou. Pro sílu $F = 5920\text{ N}$ je pak vynesena bod vypočtený rovněž červenou barvou a bod získaný pomocí nahrazení plastické části přímkou popisující elastické chování.

Zatěžující síla	Vypočtená hodnota	Změřená hodnota	Rozdíl hodnot	Odchylka od změřené hodnoty
F = 5920 N	$\Delta l = 0,62 \text{ mm}$	$\Delta l = 0,66 \text{ mm}$	$\Delta l = 0,04 \text{ mm}$	$\delta = 6 \%$
F = 4000 N	$\Delta l = 0,52 \text{ mm}$	$\Delta l = 0,45 \text{ mm}$	$\Delta l = 0,07 \text{ mm}$	$\delta = 15 \%$

Tabulka 4.8 Porovnání hodnot vypočtených a hodnot změřených:

4.8 Zhodnocení výsledků

Výsledky jsou tedy přesnější při výpočtu mezní zátěžovou silou. Chyba $\delta = 6\%$ je přijatelná pro elastický výpočet, nicméně hodnoty elastického chování při upravení skutečných hodnot jsou orientační. Pro popsání skutečného chování v této plastické zóně by bylo nutné provedení důkladnější analýzy, se kterou však nebylo počítáno ani v zadání této práce. Pro model plastického chování by bylo rovněž nutné provedení dalších nezbytných testů, pro které však není k dispozici dostatek vzorků. Chyba $\delta = 15\%$ pro výsledek výpočtu při nižší síle je způsobena již započatou nelinearitou skutečné závislosti v této oblasti grafu. Toto způsobilo onen značný rozdíl vypočtených hodnot. Rozdíl je patrný v grafu na obrázku č. 4.10 skutečných hodnot.

5 Závěr

V této práci bylo hlavním cílem provést analýzu tohoto přístroje po mechanické stránce. Tedy získání potřebných dat při zátěžových stavech realizovaných na tento přístroj. Této analýzy dosaženo skrz dva způsoby, tedy využitím znalostí z více oborů je její realizace provedena jak po racionální, tak empirické stránce.

V první řadě jde o využití výpočetních metod používaných pro návrhy či optimalizace strojních součástí pro vytvoření takového modelu kardiostimulátoru, kde lze tyto zátěže simulovat. V druhém případě pak provedení analýzy experimentem na skutečném přístroji s dostatečnou možností záznamu co nejvíce dat. Jak je naznačeno v práci, tyto dva způsoby spolu souvisí a měření je využito jak pro nastavení mezních podmínek, tak pro následnou kontrolu výpočtu.

Byly provedeny nezbytné experimenty pro určení mezních podmínek funkčnosti kardiostimulátoru. Na stejné hodnoty byl pak nastavován výpočet, jelikož právě šlo o simulaci tohoto případu. Další nezbytně nutné experimenty byly provedeny pro přesné zjištění materiálu pouzdra či mechanické vlastnosti baterie pro použití ve výpočtovém modelu.

Dosažení přesných hodnot si vyžádalo mnoho návrhů, které jsou v této práci rovněž popsány. Pro zhodnocení výsledků byly vybrány grafy a vizualizace tak, aby bylo možné tyto hodnoty porovnat co nejpresněji a určit odchylku vypočtených hodnot od hodnot skutečných. Tak jako je měření vždy zatíženo chybou, stejně tak i tento model není dokonalý. Vyskytuje se zde spousta okolností ovlivňující přesnost výpočtu. Jak je zmíněno v dílčích závěrech měření či tvorbě modelu, spousta skutečných vlastností musela být nahrazena jednodušším modelem. Ať už šlo o nahrazení více součástí jedním celkem, či náhradu obecného materiálu izotropním, bylo tak učiněno většinou v důsledku nedostatku vzorků pro provádění experimentů. Dalším omezujícím faktorem bylo riziko toxicity některých částí, či kladené nároky na výpočetní stanice a následně tedy čas.

Jak při tvorbě modelu, tak při experimentu byly přístroje vystaveny plastickým deformacím, a tedy jejich nenávratnému poškození. I přes jejich značnou cenu bylo poškození nezbytně nutné pro zjištění dostatečných dat pro tuto analýzu.

Tato analýza a tedy celá tato práce je přínosem jako součást rozsáhlejšího projektu v této problematice. Tato práce samotná už vznikla z této iniciativy a bude i na tuto práci v budoucnu navazováno dalšími studiemi.

6 Seznam použité literatury

- [1] LEINVEBER, Jan; ŘASA, Jaroslav; VÁVRA, Pavel. *Strojnické tabulky*. Praha 6 : Scientia, spol. s r.o., 1999. ISBN 80-7183-164-6.
- [2] HAMAN, P. URL:<<http://ekg.kvalitne.cz/system.htm>>
- [3] Srdce. In *Wikipedia : the free encyclopedia* [online]. St. Petersburg (Florida) : Wikipedia Foundation, URL: <<http://cs.wikipedia.org/wiki/Srdce>>
- [4] HAMAN, P. URL:<<http://ekg.kvalitne.cz/popis1.htm>>
- [5] HAMAN, P. URL:<<http://ekg.kvalitne.cz/popis234.htm>>
- [6] HAMAN, P. URL:<<http://ekg.kvalitne.cz/popis5.htm>>
- [7] HAMAN, P. URL:<<http://ekg.kvalitne.cz/stimul.htm>>
- [8] Osobní sdělení.
- [9] VRBA, M. *Kardiostimulátory* URL: <gerstner.felk.cvut.cz/biolab/X33BMI/referaty/2005_2006_ZS/streda_07_30/Vrba_Kardiostimulatory.ppt>.
- [10] GUIDANT CORPORATION *Příručka pro lékaře Contak Renewal TR 2 CRT-P*
- [11] KLENER, P. [et al.] *Vnitřní lékařství*. Třetí, přepracované a doplněné vydání, nakladatelství Galén, Na Bělidle 34, 150 00 Praha 5, ISBN 80-7262-430-X
- [12] LUKL, J. *Klinická kardiologie stručně*, 1. vydání, Olomouc 2004 ISBN 80-244-0876-7

7 Seznam použitých obrázků

[14] URL:< <http://www.dkimages.com/discover/previews/738/118095.JPG>>

[15] URL:<<http://arditobook.pbworks.com/f/1179110236/Circul2.gif>>

[16] URL:<http://ocw.tufts.edu/data/50/634488/634591_xlarge.jpg>

[17] URL:<<http://www.tpub.com/content/armymedical/MD0571/MD05710045im.jpg>>

[18]

URL:<http://4.bp.blogspot.com/_oj6TkG186pI/TE6LF21gbxI/AAAAAAAAADMI/FqZGmobQ85k/s1600/EKG012-L.gif>

[19] URL:<http://www.education.science-thi.org/edu_ecg/images/sablock_sm.jpg>

[20] URL:<http://65.111.167.185/V/e/n/Ventricular_fibrillation.png>

[21] URL:<<http://www.crunchgear.com/wp-content/uploads/2009/04/pacemaker-xray.jpg>>